

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Faculté de génie

Département de génie électrique et de génie informatique

# RÉALISATION D'UNE PROCÉDURE DE MICRO-ASSEMBLAGE D'UN IMPLANT RÉTINIEN SANS FIL

Mémoire de maîtrise

Spécialité : génie électrique

Gabriel MARTIN-HARDY

Sherbrooke (Québec) Canada

Janvier 2021

# MEMBRES DU JURY

Réjean Fontaine

---

Directeur

---

Codirecteur

---

Codirecteur

David Danovitch

---

Évaluateur

Dominique Drouin

---

Évaluateur

# Résumé

La rétinite pigmentaire et la dégénérescence maculaire liée à l'âge sont des pathologies de l'œil atteignant les cellules photoréceptrices de la rétine. À l'heure actuelle, il n'existe aucun traitement efficace pour éradiquer ces deux maladies. L'utilisation d'implants rétiniens, des dispositifs électroniques stimulant les cellules nerveuses, compte parmi les options pour pallier ce problème. L'implant rétinien présenté dans ce mémoire est encapsulé dans un boîtier en diamant contenant des électrodes de stimulations placées sur les cellules ganglionnaires de la rétine du patient. Un circuit intégré à application spécifique génère des patrons de courants afin de stimuler les cellules ganglionnaires par l'intermédiaire d'électrodes. Ce dispositif recevra son alimentation et ses données par un laser modulé en amplitude traversant la pupille du patient pour aller directement sur une cellule photovoltaïque et une photodiode située dans le boîtier en diamant. Un processeur vidéo capte et traite l'information provenant d'une caméra localisée sur une paire de lunettes portée par le patient en vue de générer les patrons de stimulation.

Le but de ce projet de maîtrise est de développer une procédure de microassemblage réalisant cet implant rétinien sans fil avec les équipements de l'Institut Interdisciplinaire d'Innovation Technologique (3IT) et du Centre de Collaboration MiQro Innovation (C2MI). Étant limité par des contraintes mécaniques dues à la petite taille des échantillons, il ne sera pas possible d'utiliser les procédures standards d'assemblage de montage en surface de circuits imprimés. Il faudra donc développer une procédure unique d'assemblage pour la réalisation de ce projet de recherche incluant, notamment un substrat en diamant.

**Mots clés :** Microassemblage, interposeur, implant rétinien

# Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de projet de recherche Réjean Fontaine. Sans lui, je n'aurais pas eu de stage en recherche il y a déjà de cela 3 ans. Je n'aurais pas pensé vouloir continuer dans ce domaine et c'est grâce à lui aujourd'hui que je réalise un implant rétinien. Je n'aurais jamais cru, dans toute ma vie, que je travaillerais sur un projet aussi spécial et unique. Je tiens à le remercier pour sa rigueur de correction. N'étant pas un grand écrivain, la rigueur de sa correction et son expertise dans la rédaction de document scientifique m'ont permis d'apprendre comment réaliser de bons documents scientifiques et de faire des distinctions entre eux.

Je tiens à remercier les collègues de mon équipe de projet de recherche, William, Maher, Marwan, Konin et Louis-Philippe. Vous m'avez assisté en laboratoire pour des mesures comme vous m'avez aidé quand je me posais des questions.

Je tiens à remercier nos partenaires de l'Université de Melbourne, plus particulièrement ceux qui sont venus au Canada pour essayer de trouver une solution à nos problèmes d'assemblage. J'ai bien apprécié le temps passé en laboratoire avec Melanie pour essayer de souder un ASIC sur le substrat de diamant et qu'il fonctionne par la suite.

Je tiens à remercier l'ensemble de mes collègues de travail au GRAMS et du 3IT.micro. Des discussions intelligentes et des discussions plutôt loufoques m'ont permis de me sentir à ma place très rapidement.

Et finalement, je tiens à remercier mes amis, ma famille, ma blonde Laurence ainsi que mon chien Ritz. Je crois que vous êtes ceux ayant souffert de mes « moments de folies » et de mes changements d'humeurs.

Merci de votre support moral à tous!

# Table des matières

1	Introduction.....	1
1.1	Mise en contexte et problématique.....	1
1.2	Question de recherche.....	3
1.3	Objectif du projet de recherche.....	3
1.4	Contributions originales.....	4
1.5	Plan du document .....	4
2	État de l’art .....	5
2.1	L’œil humain .....	5
2.1.1	L’anatomie de l’œil humain.....	5
2.1.2	La rétine et son fonctionnement.....	6
2.2	La rétinite pigmentaire et la dégénérescence maculaire liée à l’âge .....	8
2.3	L’implant rétinien .....	9
2.4	La conception de circuits électroniques et procédure d’assemblage .....	16
2.4.1	Conception de circuits miniatures.....	17
2.4.2	Interconnexions et leurs méthodes d’assemblage .....	19
2.4.3	Finition de surfaces des substrats.....	21
3	Méthodologie.....	23
3.1	Amincissement de l’ASIC .....	25
3.2	Assemblage sur le substrat de diamant.....	28
3.3	Assemblage avec le PCB interposeur .....	33
4	Résultat du procédé.....	40
4.1	Amincissement de l’ASIC .....	40
4.2	Assemblage sur le substrat de diamant.....	45
4.3	Assemblage avec le PCB interposeur .....	55
5	Discussion.....	58
6	Conclusion .....	62
6.1	Retour sur les objectifs et originalités des travaux .....	63
6.2	Travaux futurs et nouvelles perspectives de recherche .....	64



# Liste des figures

Figure 2-1 Anatomie de l'œil humain [8].....	6
Figure 2-2 Diagramme de la circuiterie de la rétine [10].....	7
Figure 2-3 Comparaison de la vue d'un patient atteint de RP [5] .....	9
Figure 2-4 Comparaison de la vue d'un patient atteint de DMLA [4] .....	9
Figure 2-5 Exemple d'un implant épirétinien et subrétinien [7].....	10
Figure 2-6 L'implant rétinien d'Argus II [14] .....	11
Figure 2-7 Dispositif externe de l'implant Argus II [14].....	11
Figure 2-8 L'implant rétinien EPI-RET-3 dans l'œil du patient [22].....	12
Figure 2-9 L'implant rétinien NR600 placé dans l'œil du patient.....	13
Figure 2-10 Lunette pour l'implant NR600 .....	13
Figure 2-11 Modèle schématisé de l'implant subrétinien développé au Japon [32].....	14
Figure 2-12 Vue de plus près d'un stimulateur de la rétine matricé [32] .....	15
Figure 2-13 Base du boîtier en diamant fait par l'Université de Melbourne [38] .....	16
Figure 2-14 Conception schématisée d'un implant rétinien et ses composantes .....	17
Figure 3-1 L'approche proposée du projet $\mu$ SENS .....	24
Figure 3-2 Modèle 3D de l'implant rétinien du projet $\mu$ SENS.....	24
Figure 3-3 Schéma d'assemblage sur le substrat de diamant .....	26
Figure 3-4 Montage pour amincissement d'échantillon .....	27
Figure 3-5 Test d'adhésion des billes d'or.....	30
Figure 3-6 Échantillon pour test de mouillage de la pâte de soudure avec la brasure d'or de l'Université de Melbourne .....	31
Figure 3-7 Placement des billes de soudure sur le substrat de diamant.....	32
Figure 3-8 Placement des composants sur le substrat de diamant, l'ASIC est dans le centre tandis que les billes de soudure sont placées en colonnes à gauche et à droite de l'ASIC	33
Figure 3-9 Face de dessus du PCB interposeur .....	34
Figure 3-10 Face de dessous du PCB interposeur .....	35
Figure 3-11 Image agrandie sur les composants de la face de dessus du PCB interposeur .....	35
Figure 3-12 Image agrandie sur les <i>pads</i> de la face de dessous du PCB interposeur .....	36

Figure 3-13 Masque de sérigraphie.....	37
Figure 3-14 Solution pour identifier les orientations pour l'assemblage du PCB interposeur .....	38
Figure 3-15 Schéma de l'assemblage du PCB interposeur .....	39
Figure 4-1 Profil de l'épaisseur de l'ASIC de transmission avant l'amincissement .....	40
Figure 4-2 Profil de l'ASIC de transmission aminci avec les premiers paramètres de test : rugosité de la table de 16 $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 30 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 1 et poids de 280 g.....	41
Figure 4-3 Profil de l'ASIC de transmission aminci avec les seconds paramètres de test : rugosité de la table de 16 $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 10 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 0 et poids de 280 g.....	41
Figure 4-4 Profil de l'ASIC de transmission aminci avec le troisième ensemble de paramètres de test : rugosité de la table de 9 $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 30 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 1 et poids de 280 g.....	42
Figure 4-5 ASIC de transmission aminci avec ses <i>solderbumps</i> .....	42
Figure 4-6 Mesure d'émissions de données à 2,39 GHz par l'ASIC de transmission aminci .....	43
Figure 4-7 Profil de l'ASIC de stimulation aminci avec les derniers paramètres de test : rugosité de la table de 9 $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 30 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 1 et poids de 280 g.....	44
Figure 4-8 Vue des <i>solderbumps</i> sur l'ASIC après la tentative d'assemblage de l'ASIC	44
Figure 4-9 Vue des <i>solderbumps</i> sur le PCB après la tentative d'assemblage de l'ASIC	45
Figure 4-10 Analyse EDS de la surface du substrat de diamant.....	46
Figure 4-11 Analyse EDS de la surface d'un <i>pads</i> sur le substrat de diamant .....	46
Figure 4-12 Analyse EDS du substrat de diamant effectué au 3IT.nano.....	47
Figure 4-13 Échec de la thermocompression fait par le C2MI.....	48
Figure 4-14 Résultat du test de mouillage effectué sur l'échantillon fourni par l'Université de Melbourne .....	49
Figure 4-15 Billes de soudure après le <i>reflow</i> pour le test de soudure .....	50
Figure 4-16 Résultat du <i>shear test</i> des billes de soudure pour l'expérience de soudure ..	50



Figure 4-17 <i>Reflow</i> des billes de soudure de 200 $\mu\text{m}$ ainsi que l'ASIC de stimulation sur le substrat de diamant .....	51
Figure 4-18 Résultat d'un test d'assemblage de l'ASIC uniquement.....	52
Figure 4-19 Résultat du test destructeur .....	53
Figure 4-20 Fuite de l'étain dans les traces du substrat de diamant .....	53
Figure 4-21 Profil du <i>pad</i> d'alimentation sur le substrat de diamant .....	54
Figure 4-22 Profil de la trace entre les <i>pads</i> d'alimentation sur le substrat de diamant....	55
Figure 4-23 Composantes assemblées sur la face de dessus du PCB interposeur .....	56
Figure 4-24 L'implant rétinien de démonstration .....	57
Figure 4-25 Comparaison de taille de l'implant de démonstration avec un 10 cents canadien .....	57
Figure 5-1 Piste d'assemblage pour la cellule photovoltaïque et la photodiode .....	61

## Liste de tableaux

Tableau 3-1 Paramètres des expériences effectuées pour établir une recette d'amincissement .....	28
Tableau 3-2 Profil de thermocompression utilisée au C2MI .....	29
Tableau 3-3 Paramètres pour tests d'adhésions et de cisaillement .....	30
Tableau 4-1 Résultat du test de cisaillement des 24 billes d'or .....	47

# 1 Introduction

## 1.1 Mise en contexte et problématique

Parmi les cinq sens de l'être humain, nous percevons plus de 80% de notre environnement avec la vue [1]. Elle est utilisée pour lire, conduire, observer et évidemment permettre de détecter la présence de dangers. Quand l'un des quatre autres sens ne fonctionne pas chez l'être humain, la vue vient compenser. Dans une situation où le patient perd la vue, soit par un accident ou par la maladie, il doit également compenser avec les quatre autres sens pour s'orienter dans son environnement. Bien qu'il peut faire appel à des services d'aide comme la fondation MIRA [2] qui forme des chiens d'assistance servant de guide pour les personnes malvoyantes ou totalement aveugles, les limitations demeurent quand même grandes. Parmi les pathologies affectant la vision pouvant amener une cécité sévère, voire à une perte totale d'acuité visuelle, notons la rétinite pigmentaire (*Retinitis Pigmentosa* (RP)) [3] et la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) [4]. La RP est une pathologie provenant d'une défaillance génétique venant affecter les cellules photoréceptrices. La RP détériore les photorécepteurs progressivement depuis la périphérie vers le centre et affecte environ 1 sujet sur 4 000 personnes dans le monde [3] [5]. La DMLA détériore les photorécepteurs depuis le centre vers la périphérie. Cette maladie atteint plus particulièrement la macula, région de l'œil responsable des activités de précision comme la lecture. Ce trouble de la vue peut prendre plusieurs années avant de se manifester chez un patient. Le délai de manifestation dépend de la forme atteignant le patient. La forme sèche, également appelée atrophique et représentant plus de 85 à 90% des patients atteints, prend plusieurs années à réduire complètement le champ de vue central. De son côté, la forme humide, également appelée exsudative, peut prendre entre deux semaines à deux ans pour réduire le champ de vue central [4] [6].

La neurostimulation compte parmi les moyens de redonner une certaine acuité visuelle aux patients souffrant de RP ou de DMLA. Cette approche consiste à implanter un microcircuit électronique sur la rétine (épirétinien), sous la rétine (sous-rétinien) ou encore sur le cortex cérébral par une chirurgie appropriée. Une caméra, la plupart du temps localisée sur une paire de lunettes, fait l'acquisition du signal vidéo et une unité de

traitement de vidéo en extrait les informations pertinentes pour envoyer des patrons de stimulation exécutés par l'implant rétinien. Une connexion filaire ou sans fil assure le transfert de l'information entre l'unité de traitement vidéo et l'implant [7] [8].

La technologie des neuromodulateurs a fortement évolué dans les dernières décennies. Par exemple, le défibrillateur automatique implantable (DAI), un dispositif électronique implanté sous-cutané qui détecte et corrige les anomalies du cœur d'un patient faisant de l'arythmie [9], était tellement massif qu'il était impossible, à l'origine, d'insérer les électrodes ainsi que l'électronique sous la peau d'un patient. Aujourd'hui, il est aussi gros qu'un deux dollars canadien et contient l'ensemble des composants électroniques pour effectuer la tâche grâce à l'évolution de la microélectronique. La conception d'un implant rétinien petit et confortable pour le patient profite des avancées technologiques des neuromodulateurs, car elle requiert le développement d'un microsystème comportant un circuit intégré à application spécifique (*application-specific integrated circuit* (ASIC)), la conception de circuits imprimés (*printed circuit board* (PCB)) et de leur logiciel et micrologiciel associé, tout en ayant une connaissance approfondie de l'organe ciblé.

Le sujet de recherche de ce projet de maîtrise s'insère dans cette avancée technologique et porte sur la création d'une procédure de microassemblage d'un implant rétinien sans fil de haute résolution. Il se déroule en collaboration avec deux professionnels de recherche, deux étudiants au doctorat et un étudiant à la maîtrise. Ce projet est en partenariat l'Université de Melbourne (Australie) possédant une expertise en conception de boîtier de diamant, un matériel biocompatible permettant d'encapsuler l'implant rétinien de 288 électrodes faisant 5 x 5 mm<sup>2</sup>.

L'implant épirétinien développé par le groupe de l'U. de Sherbrooke utilise une transmission sans fil. Il doit contenir l'ensemble des composantes électroniques à l'intérieur du boîtier de diamant fourni par l'U. de Melbourne. L'implant doit recueillir l'information et l'énergie d'un faisceau laser capable d'alimenter le contrôleur en énergie et en données. Dans ce projet, l'U. de Melbourne conçoit le boîtier de diamant avec les électrodes de stimulation fabriquées en diamant dopé à l'azote. À l'origine, la brasure d'or permettait de faire des interconnexions avec le restant de l'électronique à travers des billes d'indium. Quoique cette pratique permet une certaine flexibilité dans la recherche, la

finition métallique de l'interposer de diamant ne correspond pas à des finis fiables et reconnus dans l'industrie, notamment l'*Electroless nickel immersion gold* (ENIG) ou encore l'*Electroless nickel Electroless Palladium Immersion gold* (ENEPIG). Ce projet maîtrise s'inscrit dans le cadre du microassemblage 2.5D de l'implant rétinien et sur la validation de la fiabilité des soudures d'alliages pour garantir un implant de grade médical.

## 1.2 Question de recherche

La question de ce projet de recherche est : « Est-il possible d'assembler l'ensemble des composants électroniques de l'implant épirétinien avec les contraintes d'un substrat en diamant nonplanaire et dont la finition est d'un type de brasure d'or, et ce avec les équipements d'assemblage répandus dans l'industrie microélectronique? »

## 1.3 Objectif du projet de recherche

L'objectif est d'assembler et de réaliser une procédure d'assemblage pour un implant rétinien. Afin de réaliser l'objectif principal de ce projet de recherche, trois objectifs secondaires ont été déterminés. Les objectifs secondaires sont :

- 1- Caractériser la brasure d'or utilisée pour les interconnexions dans le boîtier de diamant fournie par l'Université de Melbourne, en particulier la mouillabilité de celle-ci sur laquelle aucune information n'est préalablement connue.
- 2- Intégrer tous les composants électroniques incluant le circuit imprimé dans l'assemblage final étant relativement petit et mince. Sachant les dimensions requises, peu de fabricants de circuits imprimés peuvent faire des circuits imprimés très minces.
- 3- Réaliser l'assemblage dont les plus petits composants dans le modèle proposé par l'équipe de Sherbrooke sont ceux désignés 01005 (0,4 mm x 0,2 mm). Dans une procédure standard d'assemblage avec de la pâte de soudure, il serait possible d'appliquer de la pâte de soudure avec un masque approprié, mais il faut utiliser une machine avec une très bonne précision pour faire le placement de la composante 01005 vu que certains composants parmi elles ont une distanciation inférieure à 100  $\mu\text{m}$ .

Toutefois, un des défis majeurs de ce projet est la proximité entre tous les composants provenant de la dimension réduite de l'implant. Il faut s'assurer qu'il n'y ait pas de court-circuit lors du placement des composants et être capable de le manipuler efficacement avec les équipements à notre disposition.

## 1.4 Contributions originales

Ce projet de recherche permet de développer un procédé de soudure sur diamant. Ce projet permet aussi de caractériser une brasure d'or particulière et de proposer un mécanisme de soudure fiable sur celle-ci. Ce projet contribue à la réalisation d'un assemblage d'un circuit dense dans un espace restreint, tout en utilisant des procédés standard de conception de circuit imprimé dans l'industrie électronique.

## 1.5 Plan du document

Ce document débutera par une revue de la physiologie et l'anatomie de l'œil humain suivi d'une présentation de l'état de l'art des implants rétiniens avec quelques exemples de différentes solutions apportées par d'autres équipes de recherche. L'état de l'art se termine par une discussion de différents substrats pouvant être utilisés pour assembler un circuit électronique ainsi que de méthodes possibles d'assemblage pour des projets de microassemblage.

La méthodologie suit en présentant la méthode d'assemblage retenue pour l'implant rétinien de ce projet. Elle se divise en trois sections représentant les grandes étapes de l'assemblage de l'implant soient l'amincissement d'un ASIC, l'assemblage sur le substrat de diamant et finalement l'assemblage sur le PCB interposeur.

Ensuite, les résultats des grandes étapes de l'assemblage de l'implant rétinien seront présentés dans le même ordre que dans la méthodologie suivie d'une discussion mettant en relief le procédé développé et ses limites.

Finalement, ce document se termine avec une conclusion présentant les idées futures pour ce projet comme la possibilité de réduire le nombre de composantes nécessaires pour la réalisation d'un implant rétinien.

## 2 État de l'art

### 2.1 L'œil humain

#### 2.1.1 L'anatomie de l'œil humain

Le système visuel comporte principalement deux parties : 1) la captation de l'information par les photorécepteurs et la mécanique associée pour faire bouger les yeux et 2) le traitement de l'information réalisé dans le cerveau dans le cortex visuel primaire, secondaire et associatif. Dans le cadre de cette maîtrise, on ne s'intéresse qu'à la captation de l'information étant donné que l'implant rétinien est déposé sur la rétine localisée dans le globe oculaire. Ce dernier comporte trois couches : la rétine (*retina*), la choroïde (*choroid*) et finalement la sclérotique (*Sclera*). La sclérotique se compose d'une couche épaisse de tissu fibreux blanc et constitue la couche la plus externe. Elle comporte une ouverture transparente à l'avant, la cornée (*cornea*) laissant entrer la lumière jusqu'à la rétine. La seconde couche, la choroïde, se situe entre la rétine et la sclérotique. Cette couche assure la nutrition de la rétine et est responsable du contrôle du corps ciliaire (*ciliary muscle*), un ensemble de muscles permettant d'ajuster un petit disque fibreux transparent et flexible, appelée le cristallin (*lens*) qui focalise la lumière sur la rétine afin de donner une vision plus nette. À l'avant de l'œil, sur la couche de la choroïde, se trouve l'iris (*iris*), un tissu pigmenté de mélanine procurant la couleur des yeux. L'iris forme la pupille (*pupil*) permettant de contrôler l'intensité de lumière entrant dans l'œil. La dernière couche de tissu du globe oculaire est la rétine. Cette dernière constitue la couche photosensible captant la lumière focalisée par le cristallin et ajustée en intensité par la pupille de l'œil. Le globe oculaire est rempli d'humeur aqueuse (*aqueous humor*) et d'humeur vitrée (*vitreous humor*). L'humeur aqueuse est un liquide clair situé entre la cornée et le cristallin. Il assure l'apport en nutriments à ceux-ci. L'humeur vitrée crée la forme sphérique de l'œil tout en assurant la circulation sanguine et la circulation des débris pour éviter l'obstruction de la lumière rentrant dans l'œil (Figure 2-1) [10].

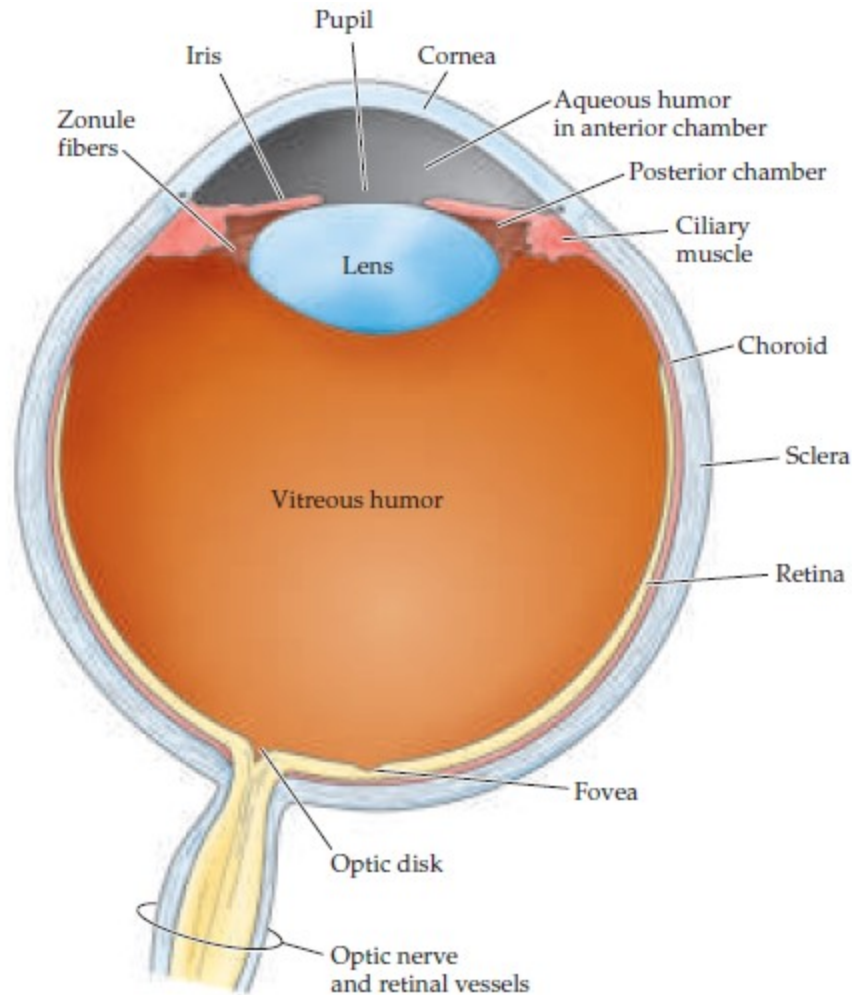


Figure 2-1 Anatomie de l'œil humain [8]

### 2.1.2 La rétine et son fonctionnement

La rétine, couche centrale à ce projet de recherche, contient plusieurs couches de cellules nerveuses, dont des photorécepteurs (*photoreceptor*), des cellules bipolaires (*bipolar cell*), des cellules ganglionnaires (*ganglion cell*), des cellules horizontales (*horizontal cell*) ainsi que des cellules amacrines (*amacrine cell*). Cet ensemble de cellules, placé dans un ordre spécifique, forme littéralement une chaîne d'acquisition de données. Contre-intuitivement, les photorécepteurs se retrouvent dans le fond de la rétine (Figure 2-2) et sont connectés aux cellules horizontales ainsi qu'aux cellules bipolaires dans la couche plexiforme externe (*outer plexiforme layer*). Les cellules bipolaires sont connectées aux cellules ganglionnaires et aux cellules amacrines dans la couche plexiforme interne



(*inner plexiform layer*) de la rétine. Finalement, les cellules ganglionnaires se connectent au niveau de la papille de l'œil pour former le nerf optique se connectant au cerveau.

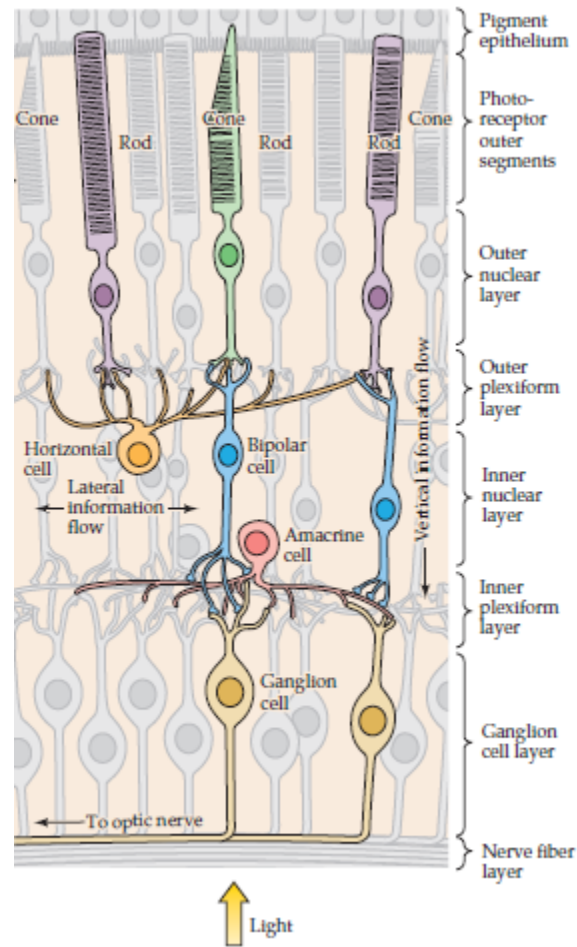


Figure 2-2 Diagramme de la circuiterie de la rétine [10]

Il existe 2 types de photorécepteurs : les cônes (*cone*) et les bâtonnets (*rod*). Les cônes sont des photorécepteurs moins sensibles permettant la vision diurne ainsi que la visualisation des couleurs. Les bâtonnets sont, quant à eux, plus sensibles à la luminosité permettant une vision nocturne en tons de gris. L'interaction de photons avec un des cônes et bâtonnets génère une suite d'impulsions électriques acheminées au cerveau à travers un réseau de neurones localisés sur la rétine, les cellules bipolaires et les cellules ganglionnaires, pour ensuite se rendre au nerf optique. Une autre série de cellules nerveuses, les cellules amacrines, réalisent des connexions latérales à la sortie des cellules bipolaires pour augmenter la résolution, la sensibilité à la lumière, mais également

l'ajustement des informations transmises par les autres cellules de la rétine et aide à la détection de mouvements [10].

## 2.2 La rétinite pigmentaire et la dégénérescence maculaire liée à l'âge

La RP et la DMLA sont des maladies dégénératives qui provoquent une perte progressive des photorécepteurs. La RP est une défaillance génétique venant déformer et réduire le nombre de photorécepteurs dans la rétine du patient. Cette défaillance génétique résulte d'une mutation affectant les gènes responsables portant l'instruction génétique de fabrication des photorécepteurs. Ces mutations sont si graves que le gène ne produit pas la protéine requise, limitant ainsi les capacités des cellules photoréceptrices. Cette pathologie cause la perte progressivement de la vue depuis la périphérie vers le centre (Figure 2-3) [3]. Contrairement à la RP, la DMLA affecte les photorécepteurs depuis le centre vers la périphérie (Figure 2-4). Cette maladie atteint plus particulièrement la macula, étant la région de l'œil responsable des activités de précision comme la lecture. Il existe deux formes à cette pathologie, la forme sèche et la forme humide. Dans un cas de la forme humide, des vaisseaux sanguins anormaux derrière la rétine commencent à se développer sous la macula. Ces vaisseaux sanguins libèrent du sang et d'autres liquides entraînant la perte de vue centrale. Dans un cas de forme sèche, ce sont les cellules photoréceptrices qui se décomposent lentement provoquant une diminution de la vue centrale. Ce trouble de la vue peut prendre plusieurs années avant de se manifester chez un patient. Finalement, cette pathologie atteint majoritairement des personnes âgées 50 ans et plus ayant des antécédents dans la famille et étant des fumeurs [4] [6]. Les cellules ganglionnaires n'étant pas affectées par ces pathologies, il demeure donc possible de les stimuler électriquement en utilisant un implant rétinien.



Figure 2-3 Comparaison de la vue d'un patient atteint de RP [5]



Figure 2-4 Comparaison de la vue d'un patient atteint de DMLA [4]

## 2.3 L'implant rétinien

L'implant rétinien est un dispositif électronique ayant pour objectif de remplacer les photorécepteurs endommagés. Il en existe deux types nommés selon leur emplacement : épirétiens ou subrétiens. Le premier est déposé et fixé sur les cellules ganglionnaires de la rétine, tandis que le second est inséré sous la rétine. Ces implants nécessitent tous deux une caméra placée sur une lunette portée par le patient. La caméra capte et transmet un flux vidéo à un processeur qui encode l'information et crée des patrons de stimulation. L'information est, par la suite, relayée à l'implant qui exécute ces patrons et génère les impulsions de courant appropriées à travers des électrodes localisées près des cellules nerveuses. La transmission de données du processeur vers l'implant peut se faire par un câble très mince ou encore par transmission sans fil (optique, RF, etc.) (Figure 2-5) [7] [10] [11].

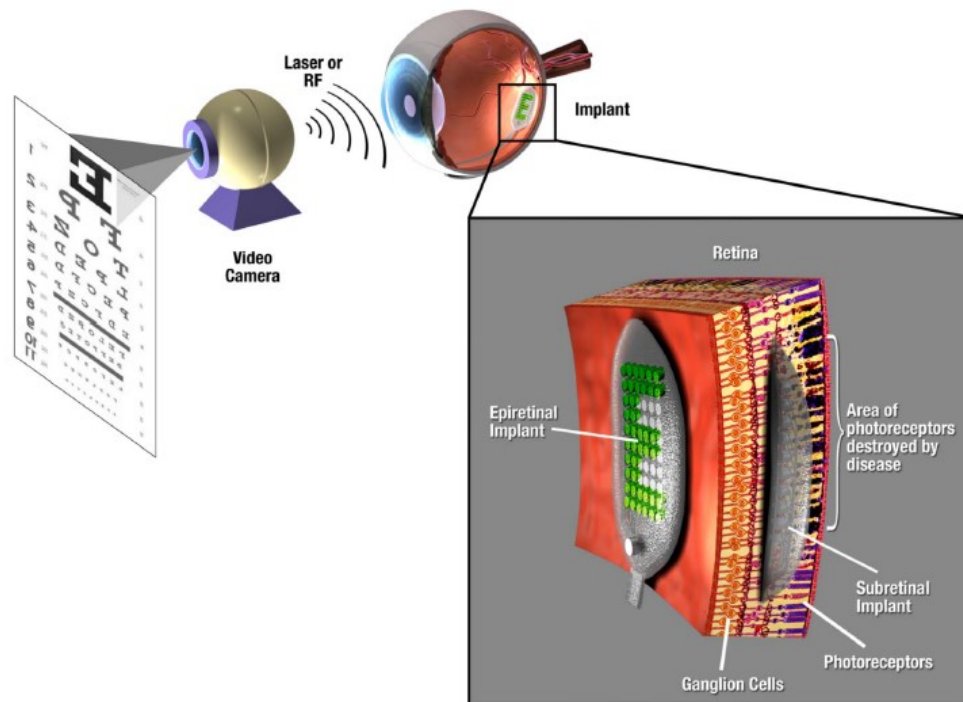


Figure 2-5 Exemple d'un implant épirétinien et subrétinien [7]

Selon la stratégie retenue par l'équipe de chercheurs pour traiter l'information envoyée à l'implant rétinien et leur approche de stimulation, la forme finale de l'implant rétinien varie énormément. Par exemple, la compagnie Second Sight a développé l'Argus II qui est constitué d'une matrice d'électrodes déposée sur la rétine du patient avec un câble sortant du globe oculaire [11] [12]. Les autres composants électroniques (*Electronics case*) ainsi que le lien de communication RF (*Receiver coil*) sont situés à l'extérieur du globe oculaire (Figure 2-6). Des images obtenues par une caméra située sur une lunette portée par le patient et traitée par un processeur vidéo (*Video processing unit*) attaché à la ceinture du patient génèrent les patrons de stimulation (Figure 2-7). L'implant reçoit son patron de stimulation par un lien inductif (*Transmitter coil*) également situé sur la lunette du patient [13] [14] [15]. L'implant Argus II est le premier implant rétinien ayant obtenu les approbations réglementaires en Europe ainsi qu'aux États-Unis. Ainsi, ils ont effectué des essais cliniques sur des patients atteints de rétinite pigmentaire en 2006. Bien que les patients ayant les implants ont réalisé une augmentation de leur acuité visuelle, certains problèmes sont apparus. Près de 40% des patients de l'essai clinique ont eu des événements indésirables graves comme des érosions conjonctivales [16] [17] [18]. Même si ses

événements indésirables peuvent être soignés, il aurait été possible de les éviter si l'ensemble de l'électronique était plutôt à l'intérieur du globe oculaire [19] [20] [21].

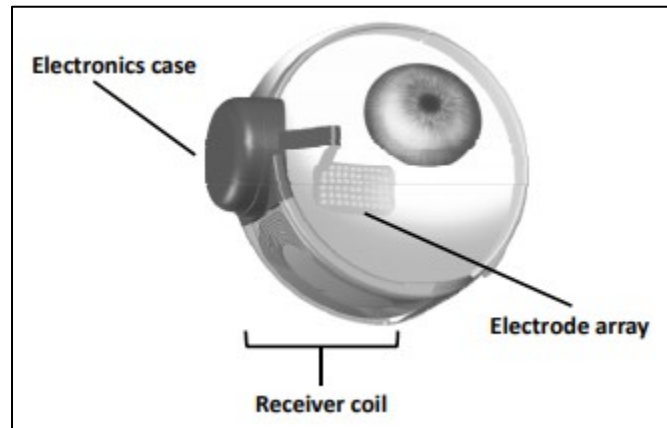


Figure 2-6 L'implant rétinien d'Argus II [14]

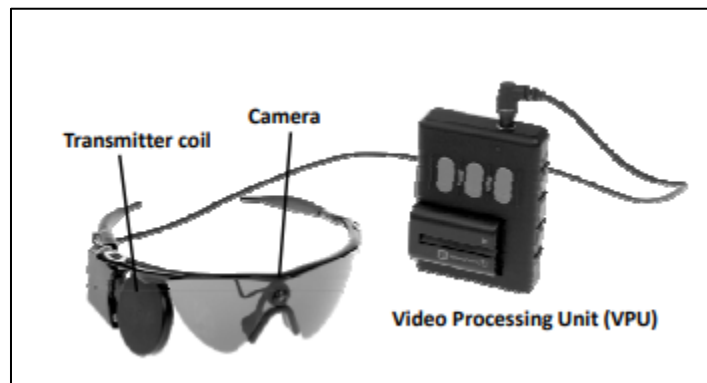


Figure 2-7 Dispositif externe de l'implant Argus II [14]

L'EPI-RET-3 est également un implant sans fil [11] [22] [23]. Contrairement à l'Argus II, cet implant utilise les radios fréquences comme lien de communication. L'ensemble de l'électronique est placé dans un cristallin artificiel conçu pour l'occasion. Un câble relie l'électronique implantée aux électrodes placées sur la rétine. Aucun câble ou composant électronique ne se retrouve à l'extérieur du globe oculaire (Figure 2-8). Des essais cliniques avec 6 patients sur une courte période de temps ont été réalisés. Les 6 patients ont reporté la présence de phosphène, sensation de voir une lumière ou apparition de tache dans le champ visuel [24] [25]. Par contre, l'implant actuellement possède uniquement 25 électrodes de stimulation, nombres insuffisants pour permettre de redonner une forme de vue. L'équipe de recherche développe actuellement un implant avec un nombre plus élevé d'électrodes [26] [27].

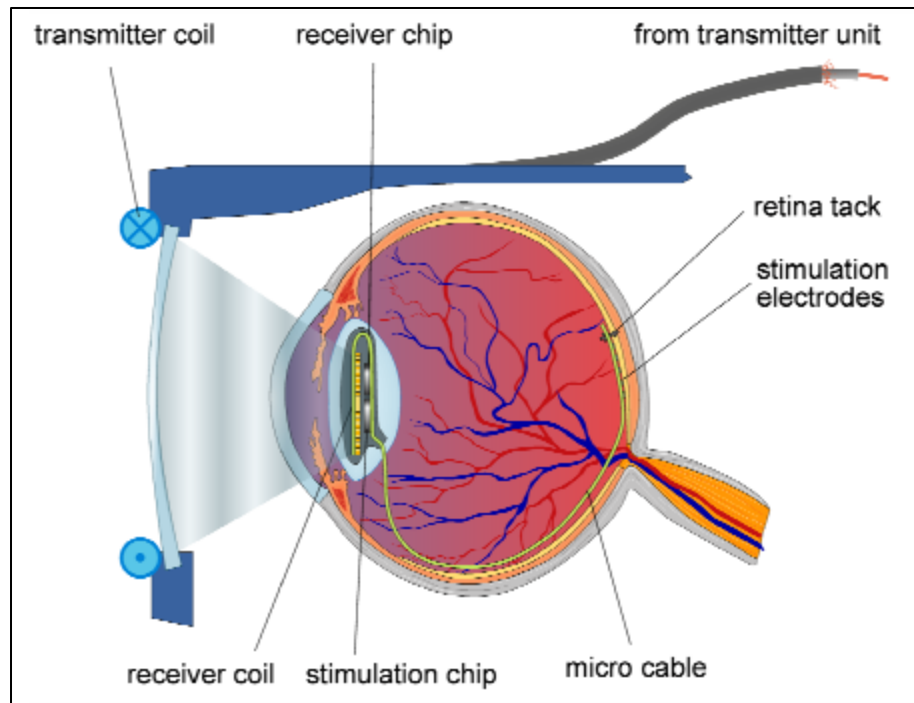


Figure 2-8 L'implant rétinien EPI-RET-3 dans l'œil du patient [22]

De leur côté, *Nano Retina* a développé un implant épirétinien nommé NR600 implant. Il est alimenté et contrôlé par un faisceau laser passant par la pupille du patient orienté vers une cellule photovoltaïque qui en recueille l'énergie (Figure 2-9). Une caméra posée sur une paire de lunettes capte l'information de l'environnement (Figure 2-10). Cet implant propose un modèle plus compact que les autres produits. Il contient l'ensemble des composants électroniques pour fonctionner. Par contre, les électrodes pénètrent les couches de la rétine qui sont en santé pour remplacer les photorécepteurs défaillants. Étant donné qu'ils n'ont pas encore effectué d'essais cliniques, aucun résultat expérimental ne confirme l'utilisation de ce modèle d'électrodes [11] [28] [29].

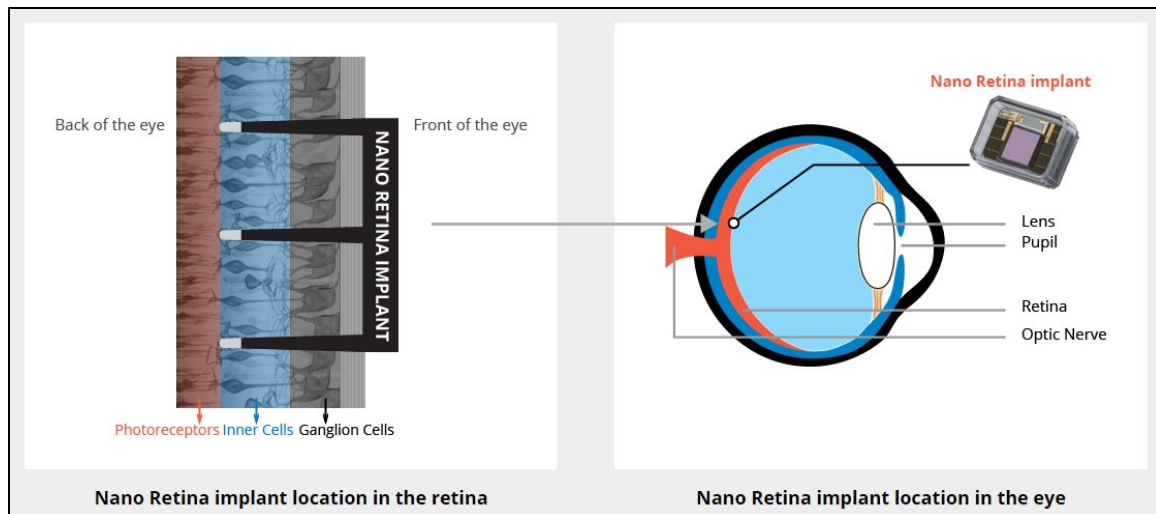


Figure 2-9 L'implant rétinien NR600 placé dans l'œil du patient

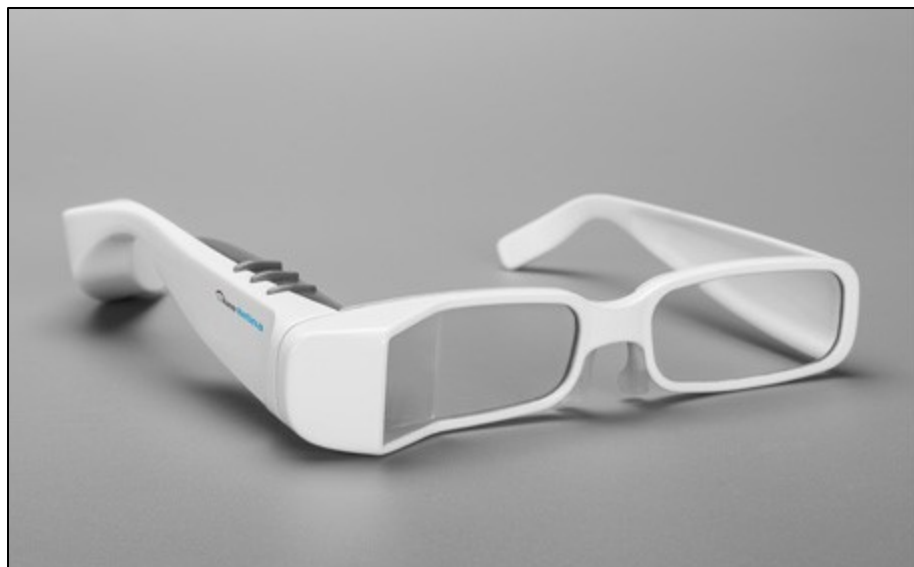


Figure 2-10 Lunette pour l'implant NR600

D'autres groupes de chercheurs, comme le *Japan's Artificial Vision Project*, développent un implant subrétinien sans fil [11]. Cet implant est inséré sous la rétine du patient et remplace les photorécepteurs défectueux. Elle reçoit également son patron de stimulation d'un processeur à travers un lien inductif (Figure 2-11) [30] [31] [32]. Par contre, cet implant possède plusieurs matrices d'électrodes adressables assemblées dans une couche de polyimide flexible, ce qui permet de couvrir une plus grande surface de stimulation (Figure 2-12) [33] [34] [35]. Leur étude montre que l'utilisation d'un plus grand nombre d'électrodes amène une meilleure acuité visuelle, mais les essais cliniques

sont réalisés sur un seul patient. Ce qui n'est pas suffisant pour commencer sa production et sa vente [36] [37].

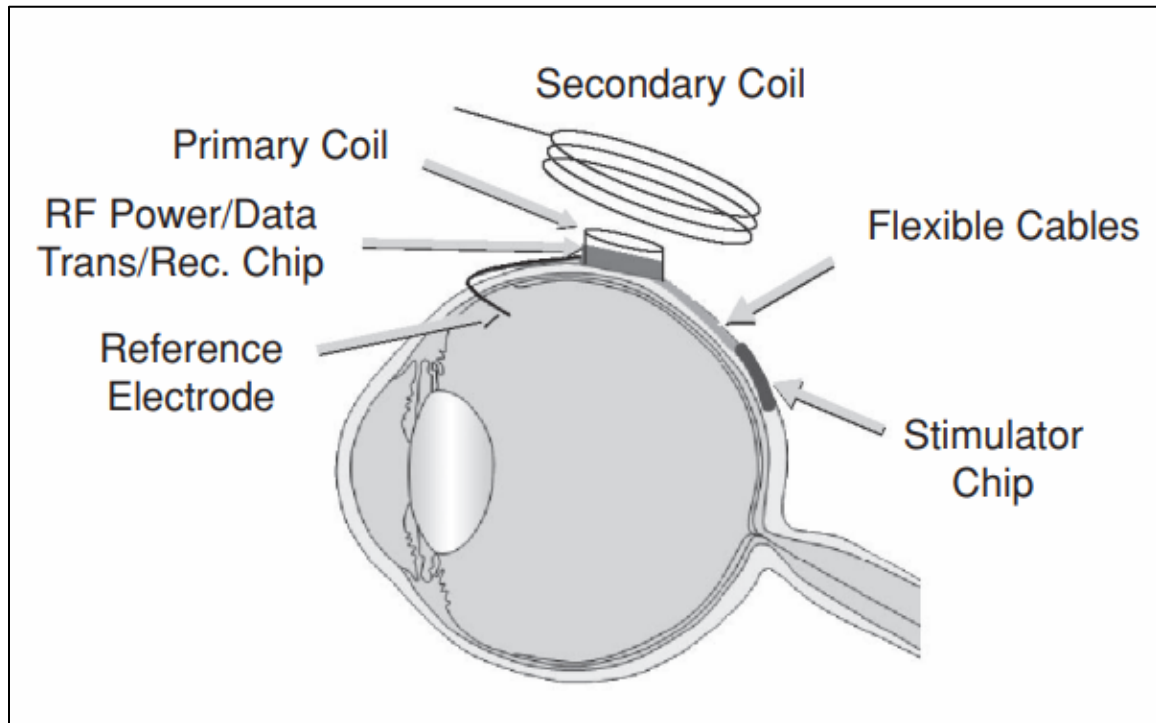


Figure 2-11 Modèle schématisé de l'implant subrétinien développé au Japon [32]



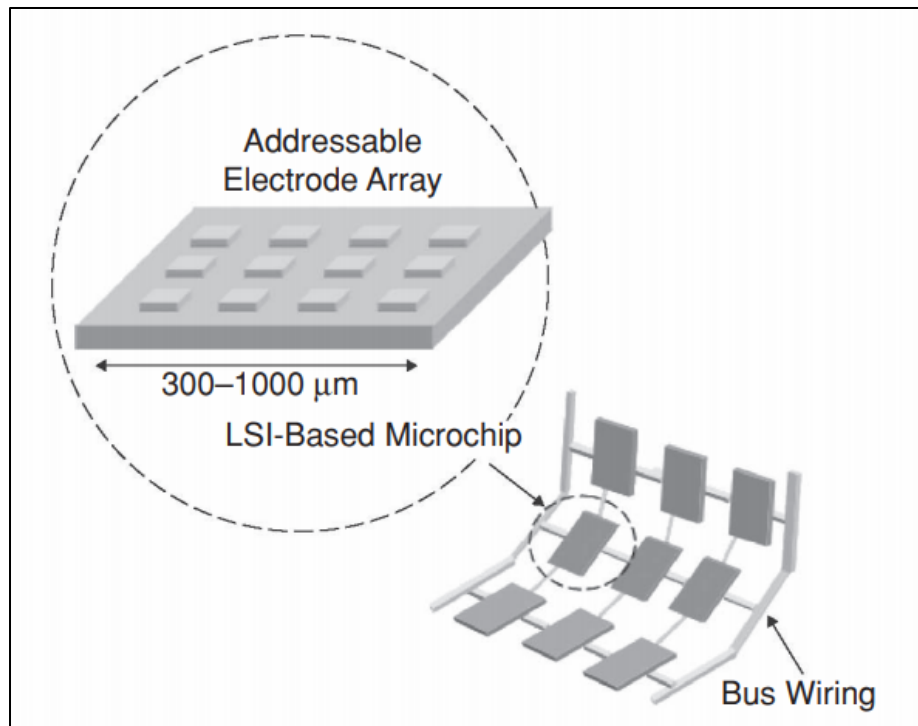


Figure 2-12 Vue de plus près d'un stimulateur de la rétine matricé [32]

L'U. de Melbourne a développé un implant épirétinien inséré dans un boîtier en diamant avec des électrodes de stimulation [38] [39] [40]. Le boîtier en diamant, d'une taille de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$ , possède une épaisseur totale de 1 mm (Figure 2-13). Des fils connectent l'implant à un microprocesseur placé derrière l'oreille du patient. Le processeur convertit l'image acquise par la caméra située sur la lunette du patient et envoie le patron de stimulation à l'ASIC inséré dans le boîtier de diamant. L'ASIC utilise le patron de stimulation pour envoyer des charges de courant sur les cellules ganglionnaires pour donner une certaine acuité visuelle au patient [41]. Comme le diamant est un matériau biocompatible, il est possible d'insérer à l'intérieur du boîtier des composants non biocompatibles comme l'ASIC, l'étain et les condensateurs de découplage nécessaires au fonctionnement de l'implant [42] [43] [44] [45]. Le boîtier de diamant est scellé à l'aide d'une résine faite d'or et d'un laser pour durcir la résine d'or. Comme mentionné plus tôt, l'implant développé par l'U. de Melbourne est un implant filaire. Il est donc nécessaire de faire une incision dans le globe oculaire pour le connecter au microprocesseur. L'objectif de ce partenariat avec l'U. de Melbourne vise cependant la conception de la nouvelle version de l'implant rétinien. Une version sans-fil condensée dans un boîtier de diamant

avec des électrodes placées directement sur les cellules ganglionnaires. Dans cette collaboration, l'U. de Melbourne fournit des substrats de diamant avec des électrodes de stimulation à notre équipe de recherche et nous fournirons la procédure d'assemblage ainsi que l'électronique nécessaire pour la réalisation d'un implant épirétinien sans fil éliminant ainsi la connexion filaire entre le processeur et l'électronique de stimulation. Le processeur sera maintenant localisé sur une paire de lunettes au lieu d'être sous-cutané, réduisant ainsi le nombre de dispositifs électronique implanté chez les patients.



Figure 2-13 Base du boîtier en diamant fait par l'Université de Melbourne [38]

## 2.4 La conception de circuits électroniques et procédure d'assemblage

La réalisation d'un implant rétinien nécessite d'abord d'établir l'approche globale soit épirétinien ou subrétinien. Ensuite, il faut déterminer le type de lien de communication et la flexibilité de stimulation, ce qui fixe certains choix de conception notamment au niveau de l'électronique à concevoir (ASIC ou composants discrets), caméra, et l'unité de traitement vidéo. [46]. À ces choix, s'ajoutent des contraintes de dimensionnement liées à la chirurgie et à la puissance consommée par l'implant pour des raisons de sécurité (Figure

2-14) [47]. Les prochaines sous-sections décriront la conception de l'électronique et certaines procédures d'assemblage.

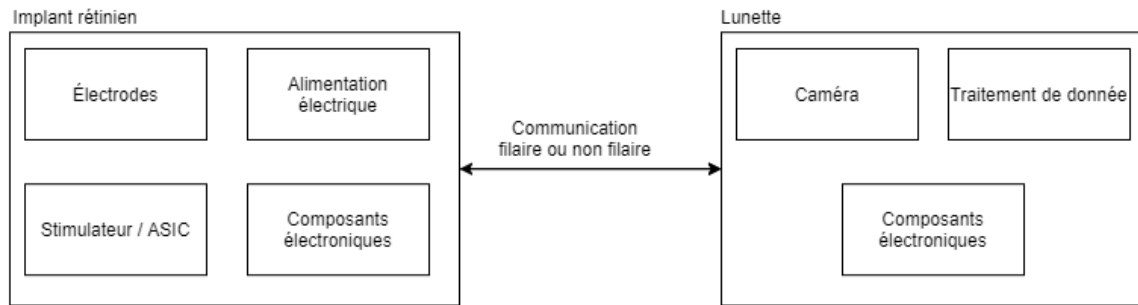


Figure 2-14 Conception schématisée d'un implant rétinien et ses composantes

### 2.4.1 Conception de circuits miniatures

La conception et le procédé d'assemblage de circuits miniatures sont intimement reliés et doivent être réalisés en parallèle. La fabrication d'un implant d'une superficie d'environ 25 mm<sup>2</sup> limite les choix de substrat et de procédures d'assemblage. À titre d'exemple, l'implant d'Argus II consiste uniquement d'une matrice d'électrodes contenues dans un polyimide fin et flexible posé sur la rétine du patient. L'assemblage d'Argus II doit suivre des procédures d'assemblage de salles blanches pour avoir un implant le plus mince possible, soit à l'aide de dépôts de métaux, photolithographie, etc [17]. De son côté, l'implant de *Nano Retina* est un dispositif contenant tous ses composants électroniques dans un boîtier transparent. Ce dispositif doit forcément utiliser des procédés d'assemblage 2,5D pour avoir la plus petite superficie possible afin d'éviter les inconforts chez les patients, mais également des procédures de salle blanche [28]. L'implant EPI-RET-3 doit forcément utiliser des procédures d'assemblage 2,5D et des procédures de salle blanche étant donné qu'il conçoit un cristallin artificiel contenant tous les composants électroniques et repose sur une matrice d'électrodes dans un polyimide flexible. Quant à elle, l'équipe de recherche du Japon nécessite des dépôts de couches de résine et de métaux pour ensuite encapsuler le tout dans un polyimide flexible [24]. Les choix influencent grandement l'électronique nécessaire, mais également le procédé de fabrication le plus souvent basé sur un substrat.

Un substrat est, dans le domaine de l'électronique, un support électrique, mécanique et thermique. Ce support permet d'interconnecter les composants électriques comme les

condensateurs, les résistances, les inductances, etc. Plusieurs matériaux peuvent être utilisés (silicium, organique, verre, diamant, fibre de verre) ainsi que plusieurs procédés différents de fabrication. Chaque matériau possède des constantes diélectriques différentes ainsi que plusieurs autres propriétés comme la biocompatibilité, la densité limitée en vias, la grosseur du substrat, le coefficient d'expansion thermique, etc. Les substrats organiques, de silicium ou de verre sont utilisés pour des projets d'ultra-minimisations de circuits électroniques. À l'aide de procédés de lithographie, de déposition métallique et de gravure chimique, il est possible d'obtenir des circuits intégrés miniaturisés. Toutefois, chacun de ces substrats possède leur avantage et inconvénient. Les substrats organiques ne permettent pas l'application de très fine couche de métal à l'aide de procédé lithographique à cause de sa surface irrégulière. Les substrats de silicium permettent l'application de fine couche de métal, mais les coûts de fabrication et de développement sont nettement plus que les substrats de verre ou organiques. Les substrats de verre possèdent de bonnes qualités diélectriques, mais ne supportent pas les variations de température comme le silicium, engendrant des fissures dans les échantillons [48] [49]. Le type de substrat fabriqué avec de la fibre de verre et de la résine diélectrique, plus connu sous le nom de circuit imprimé (*Printed Circuit Board* (PCB)), est le plus répandu pour ses qualités électriques et son faible coût comparativement à la fabrication d'un substrat de verre, silicium ou organique. Les PCB servent de supports électriques et mécaniques de pratiquement tous les équipements électroniques. Ils peuvent être de couleurs et formes variées en plus d'être disponibles sous forme flexible et rigide, voire mixte. Toutefois, les PCB ne sont pas des circuits intégrés biocompatibles avec le corps humain. Il est nécessaire d'encapsuler les PCB qui seront implantés chez un patient dans un matériau biocompatible comme le diamant ou le verre. Les seules limites, pour la conception d'un circuit imprimé, sont celles imposées par les capacités du manufacturier. Leur coût augmente en fonction de leur complexité et de leur difficulté à les fabriquer [50]. Par exemple, un circuit imprimé possédant 16 couches de cuivre coûte plus cher qu'un circuit imprimé possédant 2 couches de cuivre. Un autre exemple d'augmentation de coût et de complexité de fabrication est le nombre de fonctionnalités dans une surface définie. Pour un même nombre de composants et de vias, plus ils sont rapprochés, plus les coûts et les risques d'échec de fabrication augmentent.

Plusieurs limites doivent être considérées lors de la conception d'un circuit électronique sur un substrat. Il faut tout d'abord déterminer les dimensions mécaniques de l'assemblage final ainsi que le matériau du substrat en fonction de son utilisation et de la liste des composantes à installer. Une conception de PCB appropriée minimisera les problèmes de couplage de bruit (conductif, capacitif, inductif et finalement électromagnétique) [51]. À ces contraintes, s'ajoutent également celles en lien avec l'assemblage sur les équipements industriels actuels. Des choix judicieux doivent être réalisés à cet égard pour optimiser la fiabilité et réduire les coûts.

#### 2.4.2 Interconnexions et leurs méthodes d'assemblage

Les différentes méthodes d'assemblage déterminent la nature du substrat et la finition métallique de celui-ci. Les différentes méthodes disponibles pour faire l'assemblage de composants sont l'application de pâte de soudure, l'application d'époxy conductrice, l'assemblage de puce par *flip-chip*, l'assemblage par thermocompression et finalement le microfilage (*wirebonding*). L'application de pâte de soudure, composée d'un mélange de billes de soudure et de décapant (*flux*) de brasage, sur substrat peut se faire de plusieurs façons et est réalisée pour l'assemblage de composants SMT. Le *flux* de brasage est un produit chimique permettant d'enlever l'oxyde accumulé sur la soudure et de faciliter le mouillage. Ce dernier se mesure par le degré d'étalement du liquide en question sur une surface solide. Un masque d'impression est utilisé pour placer une quantité limitée de pâte de soudure sur les *pads* d'un circuit imprimé. Ce masque peut être réalisé avec une feuille d'acier inoxydable très mince ou un polyimide très fin [52] [53].

Une fois la pâte de soudure imprimée sur les *pads* et le placement des composants SMT effectué sur le circuit imprimé [54] [55], on réalise la fusion (*reflow*) de la pâte de soudure. Cette procédure consiste à augmenter la température à différents paliers dont le premier sert à augmenter de façon graduelle et sécuritaire la température du circuit imprimé et à activer le *flux* dans la pâte de soudure afin de désoxyder les billes de soudure [54] [56] [57]. Ensuite, on procède à une dernière augmentation de la température pour faire entrer la pâte de soudure en fusion, cette dernière mouillera alors le *pad* et la partie de la composante SMT en contact avec celui-ci. Finalement, le dernier palier du procédé consiste

à refroidir le circuit imprimé. La pâte liquide deviendra solide et formera ainsi une brasure [58] [59] [60].

L'assemblage de puces ou d'ASIC peut se réaliser par une interconnexion *flip-chip*, dont une bille de soudure (*solderbump*) est déposée sur chacun des *pads* de la puce. Plusieurs méthodes sont pratiquées pour la déposition de telles billes, mais l'électroplacage est souvent privilégié pour ses capacités relatives à la densité de billes [61]. Le diamètre final de la bille sera légèrement supérieur à celui du *pad* et une hauteur spécifique pour être soudée sur le circuit intégré [62]. Lors de l'assemblage d'un circuit préalablement garni de billes d'étain sur un substrat, une fine couche de *flux* de brassage sera ajoutée sur ce dernier et le circuit sera soudé par *reflow* (comme pour des composants SMT) ou par méthode de thermocompression. Les performances obtenues par l'interconnexion *flip-chip* sont nettement meilleures que par un fil de wirebond. La distance entre le *pad* de l'ASIC et celle du substrat étant plus courte, l'inductance associée est donc réduite permettant d'opérer les circuits à plus haute fréquence. La puce prend également moins d'espace sur le substrat permettant de réduire les dimensions de celui-ci [63] [64] [65] [66]. Pour un procédé utilisant la méthode de thermocompression la bille de soudure est remplacée par une bille d'or soudée par ultrasons sur chacun des *pads* de la puce. Les billes d'or sont un autre moyen d'interconnexion pour les *flip-chip*. La hauteur et le diamètre des billes sont ajustés à chaque projet. Il faut approximativement 0,5 N de pression par billes d'or pour effectuer une bonne fusion de la bille d'or sur le *pad* du substrat. Les performances électriques obtenues d'un procédé de thermocompression sont semblables à ceux d'un procédé *flip-chip* [67] [68] [69] [70] [71].

Parfois, certains composants, selon les informations du fournisseur, ne peuvent pas supporter la variation de température nécessaire pour effectuer un assemblage avec de la pâte de soudure. Il faudra nécessairement utiliser un époxy conducteur ou des microfils [72] [73] [74] [75] [76]. Les procédures d'application d'époxy se résument par une application de l'époxy sur les *pads* en question suivie du dépôt du composant sur le *pad* et finalement d'une séance de durcissement (*curing*) de l'époxy avec une source de chaleur constante pendant le nombre d'heures recommandées ou par un éclairage avec une lumière ultraviolette [77] [78] [79]. Finalement, quand il faut faire un prototypage rapidement d'un

ASIC, sans forcément passer par un processus long et complexe de faire l'application de billes sur l'ASIC, il est possible d'utiliser les microfils. Ces derniers peuvent être des fils en or, en aluminium, en cuivre ou en argent. Il suffit de coller l'ASIC avec les *pads* exposés vers le haut et de souder les microfils par ultrasons afin de connecter le composant aux *pads* [80]. Cette méthode d'assemblage permet d'obtenir des résultats rapidement et à faibles coûts [81]. Par contre, pour des projets nécessitant des signaux de hautes fréquences, la longueur des microfils influence grandement les données en réduisant la qualité du signal. Pour les projets dont l'espace est limité, la pose de microfils peut devenir problématique à cause de la longueur minimale de fil entre l'ASIC et le *pad*. Il devient donc avantageux de faire un assemblage *flip-chip*.

### 2.4.3 Finition de surfaces des substrats

La sélection du matériau du substrat s'accompagne également de limitations dans les méthodes d'interconnexions des composants. La méthode d'interconnexions définit le type de finition métallique sur le substrat permettant d'assembler le circuit. Étant donné la taille des circuits, les techniques d'interconnexion seront mixtes. Il est nécessaire de choisir une finition métallique capable de protéger l'élément conducteur de la corrosion et de rendre les conducteurs compatibles avec les méthodes d'interconnexion entre les composants et le substrat. Certaines finitions se fabriquent plus ou moins facilement. Parmi les choix de finition les moins dispendieux, notons le *Hot air solder leveling* (HASL) où une couche de soudure ou d'alliage est ajoutée sur le cuivre des terminaisons (*pads*) des composants [51]. Elle est utilisée pour assembler des composants de montage en surface (*surface mount technology* (SMT)) d'un grand format ayant une grande distance entre chacune des composantes (*pitch*) puisque sa planéité laisse à désirer. Ceci élimine ainsi les assemblages de type *flip-chip*. Il existe aussi l'*Electroless nickel immersion gold* (ENIG) [51] [82]. Pour ce dernier, on dépose une couche de nickel qui agit comme intermétallique sur les *pads* de cuivre exposé suivi d'une mince couche d'or. Cette dernière permet au nickel de ne pas s'oxyder lors de l'entreposage et de faire des assemblages de type *flip-chip*, *wirebonding* ou par thermocompression grâce à son excellente planéité. Enfin, l'*Electroless nickel Electroless Palladium Immersion gold* (ENEPIG) est similaire à l'ENIG à l'exception qu'une couche de palladium ajoutée entre le nickel et l'or [51] [83] [84]. L'ajout de palladium permet d'éviter le *black pad syndrome*, événement se produisant

lorsqu'il y a de la corrosion entre la couche de nickel et d'or. L'ENEPIG permet de faire les mêmes méthodes d'assemblages que l'ENIG et facilite les assemblages de type *wirebonding*.

Lors de la conception d'un circuit électronique miniature, plusieurs décisions doivent être prises au début de la conception du schéma électrique. Ces décisions sont les suivantes : le choix de matériau du substrat, sa grosseur, la finition métallique des *pads* et les méthodes d'assemblage à employer. Selon des critères préalablement établis comme l'intégrité de signaux à haute fréquence, certaines méthodes d'assemblage ne pourront pas être utilisées comme par exemple le *wirebonding*. Chaque projet de conception de circuit électronique miniature apporte son lot de défi et de choix à faire. Les défis peuvent être le coût ainsi que le temps nécessaire au développement de circuit, tout comme les limitations qu'imposent les fabricants de circuits imprimés. Il faudra prendre des décisions permettant la réalisation du circuit électronique en conséquence tout en apportant une solution différente des différents implants rétiniens présentés ci-dessus.



### 3 Méthodologie

Le projet de recherche vise à développer un implant épirétinien tel que présenté dans la section 2.2 de ce document. L'approche utilisée fait suite à un projet initié par l'U. Melbourne visant à insérer une caméra sur une paire de lunettes afin de capter des images. Ces dernières sont, par la suite, traitées par un processeur localisé sur la lunette ou à la ceinture (Figure 3-1). Une fois les images traitées et converties en un patron de stimulation, les données modulent en amplitude un faisceau laser qui permet d'alimenter simultanément l'implant en énergie et en données. Une cellule photovoltaïque capte l'énergie émise par le laser et génère une alimentation suffisamment stable. Une photodiode, située très proche de la cellule photovoltaïque, reçoit partiellement le flux lumineux et le transforme le signal optique modulé en amplitude en un courant décodé par l'ASIC. Ces données permettent à l'ASIC d'activer des sources de courant et d'ainsi stimuler les cellules ganglionnaires. Un oscillateur et des condensateurs de découplages servent d'électronique de soutien à l'ASIC. Des données peuvent être retournées vers l'extérieur grâce à un oscillateur RF intégré dans un second circuit intégré. L'oscillateur alimente une antenne dessinée sur le PCB servant d'interposeur et permet d'émettre des ondes RF dans un mode de transmission de type *on/off keying* (OOK). Étant donné que l'implant s'insère à même l'œil du patient, il est nécessaire d'être en mesure de modifier facilement les paramètres de stimulation et d'effectuer les mises à jour du dispositif sans devoir recourir à une intervention chirurgicale. Pour cette raison, une approche permettant une configuration et un fonctionnement rapide lors de la mise sous-alimentation assure un minimum de délais lorsque les patients clignent des yeux. Le choix des boîtiers des composantes et du substrat pour l'interposeur laisse peu de flexibilité étant donné les dimensions réduites du boîtier de diamant. Le choix de matériau pour l'interposeur est le PCB, pour son faible coût de fabrication. L'électronique sera scellée dans un boîtier en diamant, matériau biocompatible. Les condensateurs de découplage de type 01005, l'oscillateur RF, la photodiode et la cellule photovoltaïque seront assemblés sur le PCB. Ce dernier sera assemblé sur le substrat de diamant ainsi qu'un seul condensateur de découplage de type 0402 et l'ASIC (Figure 3-2).

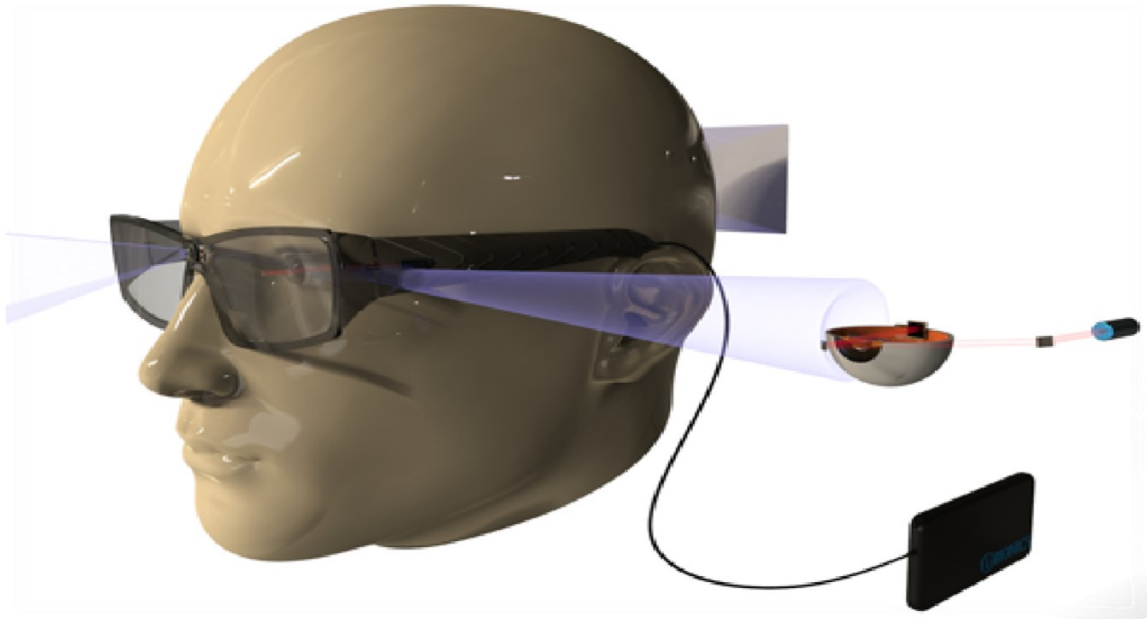


Figure 3-1 L'approche proposée du projet  $\mu$ SENS

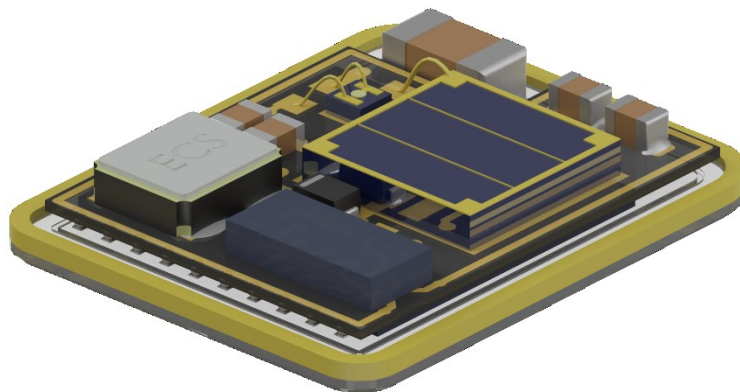


Figure 3-2 Modèle 3D de l'implant rétinien du projet  $\mu$ SENS

L'équipe de recherche avait établi ce premier circuit électronique bien avant le début de ce projet de maîtrise. Pour des raisons monétaires et de limite de temps, un premier ASIC de stimulation a été réalisé pour effectuer des tests et valider certains concepts. Un premier PCB de test a également été conçu avec un nombre réduit d'électrodes par rapport au véritable produit pour faire une preuve de concept fonctionnelle. Par la suite, l'équipe a conçu l'ASIC de transmission RF pour tester séparément la communication sans fil avec une antenne insérée dans l'implant rétinien.

Étant donné que l'objectif technique de ce projet est de réaliser un implant rétinien faisant moins de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  et d'une épaisseur maximale de 1 mm, plusieurs défis doivent être relevés dont :

- 1- L'ASIC de stimulation est initialement trop épais pour être inséré dans le boîtier de diamant. Il faudra donc développer une procédure d'amincissement d'ASIC.
- 2- Le manque d'information concernant l'assemblage du substrat de diamant et la brasure d'or fourni par nos collègues de l'U. Melbourne semble problématique. Il faudra caractériser leur substrat pour déterminer la procédure d'assemblage appropriée.
- 3- Finalement, il faut trouver un moyen de concevoir un PCB FR4 de très petite taille tout en étant facilement manipulable avec les équipements à notre disposition.

Ces défis seront abordés dans les prochaines sous-sections.

### 3.1 Amincissement de l'ASIC

Parmi les premières étapes du procédé, avant même de commencer l'assemblage sur le substrat de diamant ou sur le PCB, l'ASIC de stimulation doit être aminci. Celui-ci, après réception du fabricant, possède une épaisseur de  $300 \mu\text{m}$  sans billes de soudure ou billes d'or appliquées sur ses *pads*. Or, pour entrer à l'intérieur de boîtiers de diamant totalisant  $750 \mu\text{m}$ , l'épaisseur finale de l'ASIC de stimulation doit être entre  $100 \mu\text{m}$  et  $150 \mu\text{m}$ . Considérant que les composantes sur le PCB font  $350 \mu\text{m}$  d'épais, que le PCB fait  $76,2 \mu\text{m}$  et les billes de soudure, faisant la connexion entre le substrat de diamant et le PCB, font  $200 \mu\text{m}$  de diamètre, une marge d'erreur de plus ou moins  $50 \mu\text{m}$  sur l'épaisseur finale désirée pour l'ASIC de stimulation est disponible.

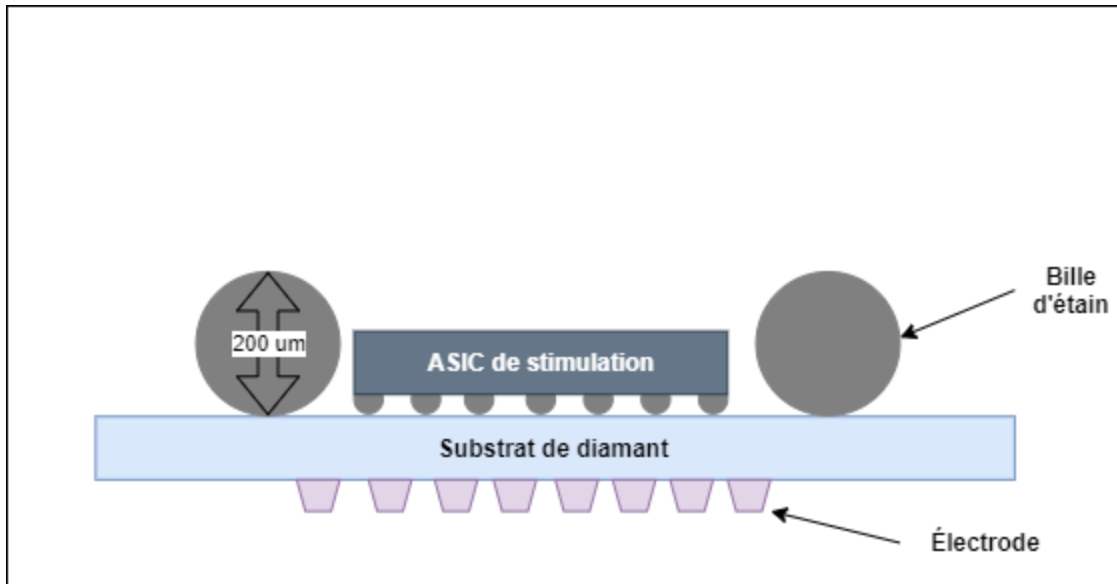


Figure 3-3 Schéma d'assemblage sur le substrat de diamant

L'étude de deux équipements pouvant effectuer l'amincissement de l'ASIC de stimulation est proposée. Ces deux équipements sont la polisseuse UltraTec et le *grinder* MPS 2 R400 DS, des machines situées dans le LCSM de la plateforme 3IT.nano. Suite aux formations effectuées par des pairs, l'équipement sélectionné pour réaliser la tâche est la polisseuse. Le *grinder* étant mieux adapté pour des gaufres entières de silicium de quatre pouces de diamètre. Pour utiliser le grinder MPS 2 R400 DS, il aurait fallu coller notre échantillon, d'une surface de  $16 \text{ mm}^2$ , sur une gaufre de quatre pouces et par la suite le programmer pour qu'il amincisse l'échantillon sans le perdre. La polisseuse est mieux adaptée pour la réduction de fines couches de matériaux sur de plus petits échantillons et nécessite de coller l'échantillon sur une petite gaufre de silicium d'un pouce de diamètre. La polisseuse, à l'aide de différentes tables de différentes rugosités, permet de mieux contrôler la rugosité et la planéité finale de l'échantillon suite à l'amincissement.

La gaufre d'un pouce de diamètre sera tenue par la tête de l'outil. Ensuite, il faudra choisir la suspension nécessaire pour effectuer l'amincissement. Plus la suspension est grosse, plus elle enlève de matériau à chaque rotation. Des suspensions de plus en plus fines permettent d'obtenir la rugosité désirée. Plusieurs autres facteurs influencent l'amincissement de l'échantillon avec la polisseuse dont la vitesse de rotation de la table tournante, la rugosité de la table tournante, la vitesse d'oscillation du bras tenant

l'échantillon sur la table tournante, la pression appliquée sur l'échantillon pour faire le contact avec la table tournante, la quantité de suspension ainsi que de l'eau mise sur la table tournante (Figure 3-3). Chacun de ces facteurs nécessite des ajustements minutieux. La vitesse de rotation de la table, la rugosité de la table ainsi que la vitesse d'oscillation de la tête sont les facteurs quantitatifs pouvant aider à faire obtenir le résultat désiré. Les autres facteurs sont trop subjectifs et qualitatifs.

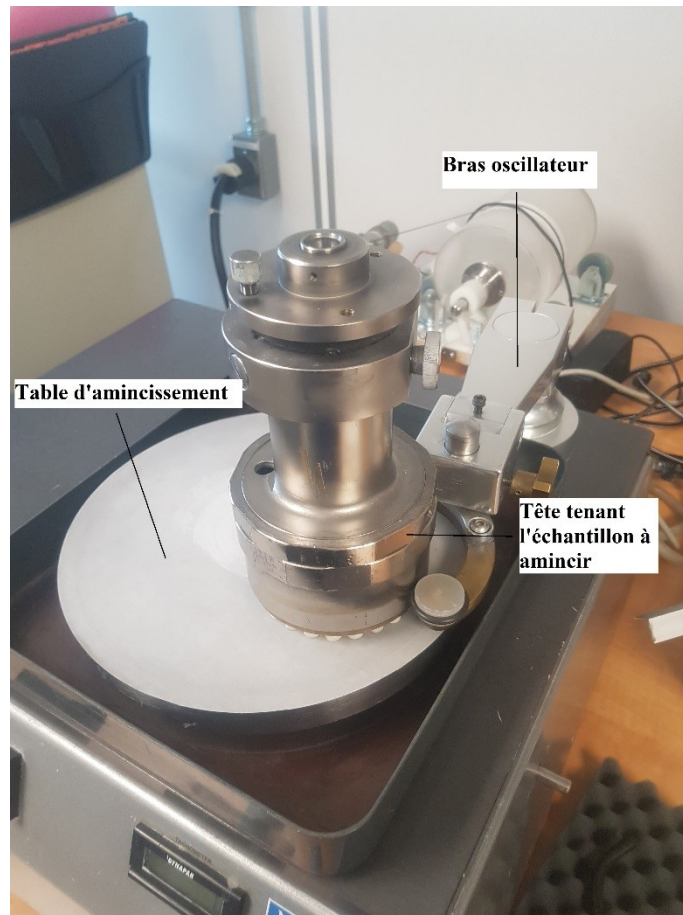


Figure 3-4 Montage pour amincissement d'échantillon

Avant de faire l'amincissement de l'ASIC, une familiarisation sera réalisée avec un ASIC sacrificiel de même matériau et de même épaisseur, mais provenant d'un autre projet. L'ASIC de transmission RF a été choisi à cet effet à cause de sa rapidité d'assemblage et de test subséquente à l'amincissement. Les PCB de tests pour cet ASIC nécessitent uniquement 2 autres composantes pour effectuer les tests et qui plus est, il possède des

*solderbumps* permettant aisément un assemblage de type *flip-chip*. Les paramètres proposés, ainsi que la forme des ASIC, sont mentionnés dans le tableau 3-1 ci-dessous :

Tableau 3-1 Paramètres des expériences effectuées pour établir une recette d'amincissement

Type d'échantillon	Superficie (mm <sup>2</sup> )	Rugosité de la table (μm)	Vitesse de rotation de la table (RPM)	Vitesse d'oscillation du bras	Poids (g)
ASIC de transmission	3	16	30	1	280
ASIC de transmission	3	16	10	0	280
ASIC de transmission	3	9	30	1	280

Pour effectuer la caractérisation de l'amincissement, la Keyence VR5000, un outil permettant l'inspection de surface d'échantillon sans effectuer de contact avec celui-ci, sera utilisée. Les images obtenues permettent de reconstituer, en trois dimensions, l'échantillon en plus de faire des études de rugosité ou de profilage.

Une fois l'ASIC de transmission aminci et mesuré avec la Keyence, il sera assemblé sur un PCB de test pour caractérisation. L'assemblage de l'ASIC de transmission s'effectue à l'aide d'une *pick and place* ainsi qu'un four pour *reflow* d'assemblage *flip-chip*. Les mesures de caractérisation de l'oscillateur de l'ASIC RF seront faites à l'aide d'un analyseur spectral Agilent E4402B.

Dès que les paramètres d'amincissement seront déterminés, l'amincissement sur l'ASIC de stimulation sera réalisé et testé électriquement. Cette démonstration permettra de confirmer la faisabilité d'amincir un ASIC de stimulation et d'avoir accès à tous ses paramètres électroniques.

### 3.2 Assemblage sur le substrat de diamant

L'implant rétinien de ce projet de recherche s'assemble en 2 parties, la première partie consiste à l'assemblage sur le substrat de diamant et la deuxième partie l'assemblage sur le PCB interposeur. Cette sous-section présente l'assemblage de l'ASIC de stimulation et des billes de soudure de 200 μm de diamètre. Le plus gros condensateur de découplage de cet assemblage sur le substrat de diamant sera assemblé à la toute fin après la découpe

laser du PCB par le LPKF Protolaser U3. Tout d'abord, il fallait décider entre un procédé de thermocompression avec des billes d'or ou un procédé de fusion avec des billes de soudure pour la méthode d'assemblage *flip-chip* pour l'ASIC pour déterminer lequel était le plus facile à effectuer et le plus constant en considérant leurs faisabilité et répétitivité.

Pour l'approche de thermocompression, des billes d'or doivent être appliquées sur des *pads* d'une dizaine d'ASICS de stimulation et essayer de faire une thermocompression sur les *pads* de brasure d'or du substrat de diamant. Les billes d'or sont appliquées en utilisant un procédé de *stud bumping*. Il faut se rappeler que les *pads* du substrat de diamant possèdent une finition de brasure d'or particulière conçue par l'U. de Melbourne. Étant donné que l'ASIC de stimulation possède plus de 288 *pads* et qu'il faut un 0,5 N de force par bille d'or pour faire une soudure par thermocompression, un équipement pouvant appliquer plus de 144 N de pression est nécessaire. Au moment de cette expérience, en novembre 2019, le 3IT.micro n'avait pas encore fait l'acquisition d'un nouveau bras de force pour la Finetech ma. Les tests de thermocompression seront effectués au C2MI. Les profils pour la thermocompression effectués par l'équipement du C2MI sont mentionnés dans le tableau 3-2. Il est à noter que le substrat de diamant est maintenu à une température de 100 °C tout au long de la procédure de thermocompression et que la thermocompression est effectuée en 3 étapes.

Tableau 3-2 Profil de thermocompression utilisée au C2MI

Étape	Temps (s)	Température (°C)	Pression (N)
1	2	300	100
2	7	450	160
3	1	200	5

Toutefois, avant d'effectuer le test de thermocompression, une analyse EDS de la surface de 2 substrats de diamant avec la finition de brasure d'or ainsi que des tests d'adhésion de billes d'or seront effectués avec les équipements du C2MI. Il est nécessaire de faire l'étude de la nature du fini des échantillons fournis par l'Université de Melbourne avant d'effectuer la thermocompression ou les tests d'adhésion. Suite à cette analyse EDS des tests d'adhésion et de cisaillement (*shear test*) tel que mentionné dans le tableau 3-3 seront réalisés sur des billes d'or soudées sur les *pads* de brasure d'or afin de caractériser



l'interconnexion. Les *pads* sélectionnés pour les tests d'adhésion sont mentionnés dans la figure 3-5.

Tableau 3-3 Paramètres pour tests d'adhésions et de cisaillement

Temps (ms)	Énergie ultrasonique (USG) (mAmps)	Force (g)	Hauteur de cisaillement ( $\mu\text{m}$ )	Vitesse de cisaillement ( $\mu\text{m/s}$ )	Outil
33	95	18	3,5	25	Dage 4000 plus

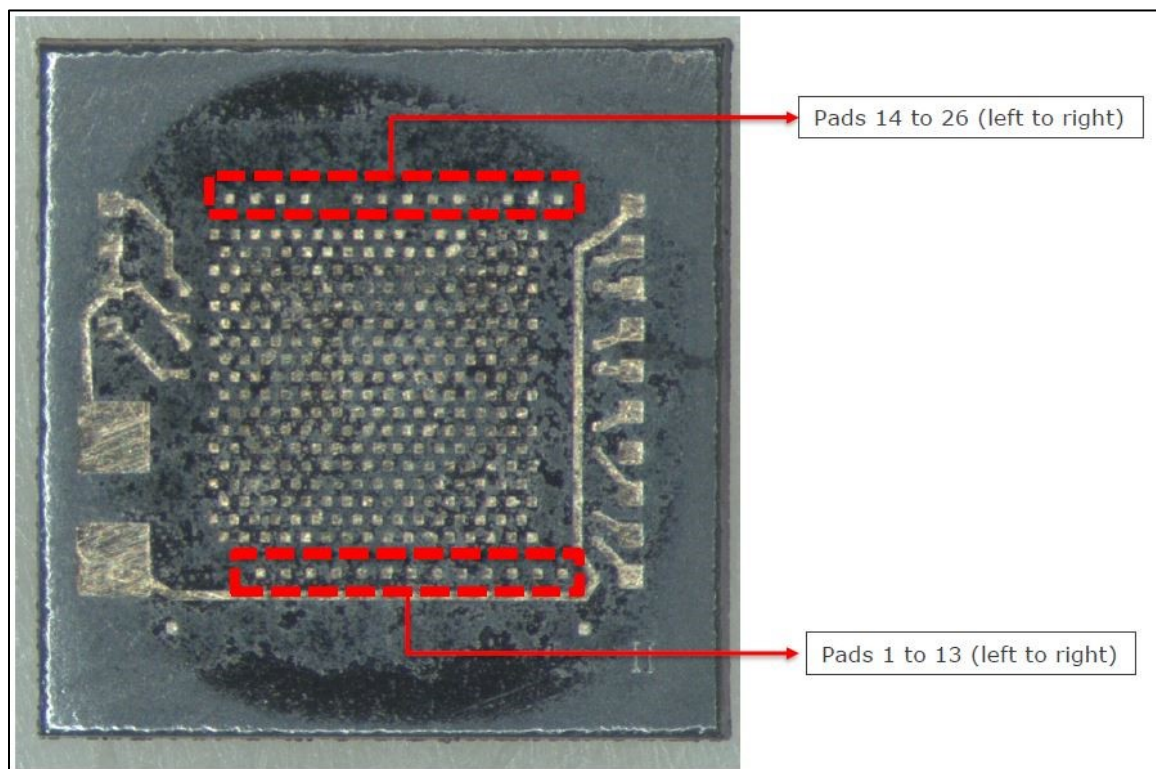


Figure 3-5 Test d'adhésion des billes d'or

L'approche de fusion des billes de soudure pour une méthode d'assemblage *flip-chip* sera effectuée au 3IT. Le test débutera par un test de mouillage pour vérifier l'adhésion et la connexion de la pâte de soudure à la brasure d'or. Pour ce faire, de la pâte de soudure Koki S3X70-M500 sera appliquée, à l'aide d'un masque de sérigraphie fait de polyimide (Kapton) d'une épaisseur de 5 mils, sur un échantillon de diamant avec la brasure d'or en



question (Figure 3-6). La pâte de soudure consiste d'un alliage de 96,5% d'étain, 3% d'argent et 0,5 % de cuivre. La taille des particules varie de 10 à 25  $\mu\text{m}$  de diamètre et il n'est pas nécessaire de nettoyer après le *reflow*. La pâte et le masque de sérigraphie sont sélectionnés à cause de leur accessibilité au 3IT.micro ainsi qu'à la maîtrise acquise par la plateforme de recherche de cette technique. Une fois appliquée, la pâte de soudure sera chauffée avec un pistolet à air chaud jusqu'à son point de fusion.

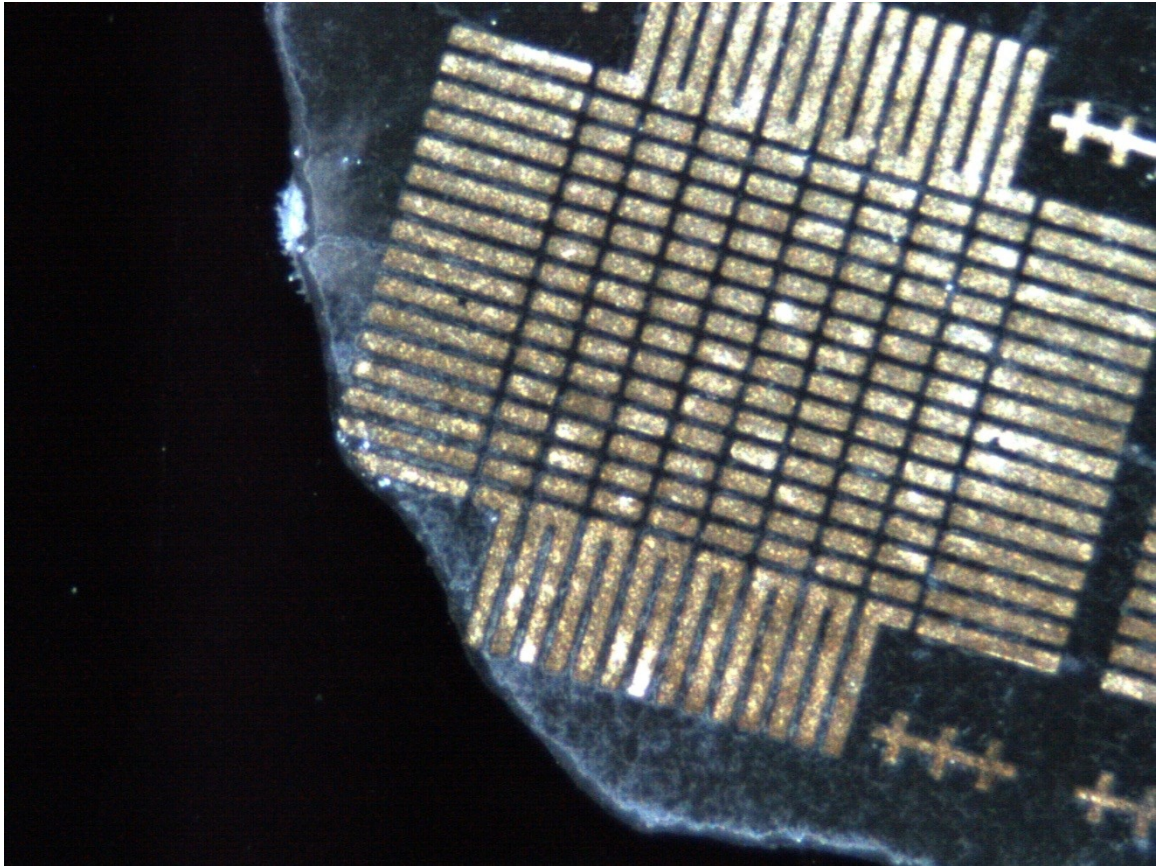


Figure 3-6 Échantillon pour test de mouillage de la pâte de soudure avec la brasure d'or de l'Université de Melbourne

Une fois le test de mouillage de la pâte sur la brasure d'or réalisé, la prochaine étape sera de souder des billes de soudures de 200  $\mu\text{m}$  de diamètre sur les *pads*. Les *pads* accueillant les billes de soudure sont ceux présent à la figure 3-7. Pour faire ce test, une goutte de *flux* de brassage WS-688 est appliquée sur le substrat de diamant. Ensuite, à l'aide d'une raclette (*squeegee*) sur mesure, un raclage de cette goutte de *flux* est effectué afin d'obtenir une fine couche. Des billes de soudure de *CHIPQUIK SMD2016* (SAC305 ou Sn96,5/Ag3/Cu0,5) sont par la suite déposées à l'aide d'une paire de pinces, d'une tige très

fine et d'un microscope sur les 14 *pads* illustrés à la figure 3-7 suivi d'un *reflow* dans le four Heller. Un profil de soudure de SAC305 sera programmé dans le four. Une fois la soudure réalisée, un test de cisaillement qualitatif (manuel) sera réalisé avec une tige tenue dans une main. Une pression sera appliquée sur le côté des billes de soudure afin de déterminer si la soudure cède. Cela permettra ensuite d'effectuer une inspection de l'intégrité de la formation du joint de celles-ci.

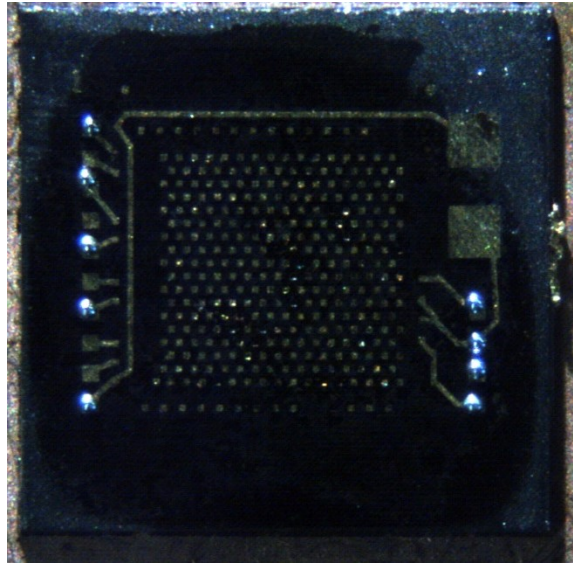


Figure 3-7 Placement des billes de soudure sur le substrat de diamant

Si la soudure des billes et les tests de cisaillement sont concluants, il sera donc maintenant possible d'assembler l'ASIC de stimulation sur le substrat de diamant. L'assemblage de l'ASIC de stimulation s'effectuera avec la TRESKY T-3002-FC3 du 3IT micro. Cet équipement permet de prendre des composants et de les placer sur des substrats avec une précision de plus ou moins 2  $\mu\text{m}$ . Pour ce faire, une goutte de *flux* de brasage WS-688 est appliquée sur la surface des *pads* du substrat de diamant et ensuite raclé avec le *squeegee* fait sur mesure pour obtenir une fine couche sur la surface du substrat. Les billes de soudure seront ensuite placées sur les 14 *pads* comme dans le test de soudure sur le substrat de diamant et ensuite l'ASIC est placé sur le substrat de diamant (Figure 3-8). Une fois le tout placé, le circuit est soudé dans le four Heller en utilisant le profil de soudure SAC305 nommé HT-S3X70-M500.

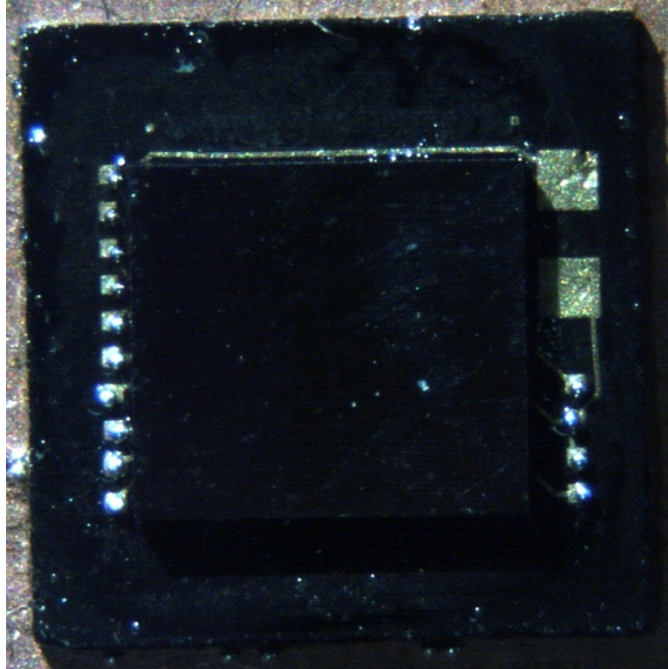


Figure 3-8 Placement des composants sur le substrat de diamant, l'ASIC est dans le centre tandis que les billes de soudure sont placées en colonnes à gauche et à droite de l'ASIC

### 3.3 Assemblage avec le PCB interposeur

La seconde partie de l'assemblage de l'implant rétinien de ce projet de recherche vise le PCB interposeur. Un PCB a été conçu pour que la première partie de l'assemblage, soient le substrat de diamant avec ses composants, puisse se connecter et que ce même PCB puisse contenir toutes les composantes électroniques restantes dans une superficie de  $16 \text{ mm}^2$ . Les composantes électroniques restantes sont l'ASIC de transmission, des condensateurs de découplage, la diode de protection, le cristal servant de générateur d'horloge, la photodiode ainsi que la cellule photovoltaïque. Ces composantes seront toutes placées sur le même côté sur le PCB interposeur et à l'intérieur de l'antenne intégrée à même le circuit imprimé (Figure 3-11). Le substrat de diamant est placé sur la face opposée de composantes mentionnées plus haut (Figure 3-12). Le PCB interposeur est fait de FR4 et possède une épaisseur totale de  $76,2 \mu\text{m}$  (3 mils). Ce PCB possède uniquement 2 couches de cuivre dont l'épaisseur est d'une demi-once (0,7 mil). L'objectif, lors de la conception de ce circuit imprimé, est d'obtenir une surface rigide pour éviter que le PCB ne s'affaisse étant donné la présence de plusieurs composantes dans une espace aussi restreinte ainsi qu'obtenir l'épaisseur la plus mince possible chez les manufacturiers de circuit imprimé.

Bien que le PCB occupe une taille de 16 mm<sup>2</sup>, sa taille complète sera de 50 x 80 mm<sup>2</sup> pour le rendre manipulable sur les différents équipements d'assemblage (Figure 3-9). Une découpe laser post-assemblage permettra de ne conserver que la taille requise. Une seconde raison nécessitant une taille surdimensionnée provient des critères de l'U. de Melbourne. Ils possèdent un banc de test pouvant utiliser des rétines pour faire des expériences de stimulation et le PCB doit avoir une taille déterminée pour s'insérer dans leur banc de test. Un connecteur supplémentaire (J1), capable de fournir les signaux nécessaires pour contrôler le PCB interposeur, est donc ajouté sur ce circuit puisqu'il ne sera pas possible d'utiliser un faisceau laser avec le banc de test de l'U. de Melbourne (Figure 3-10).

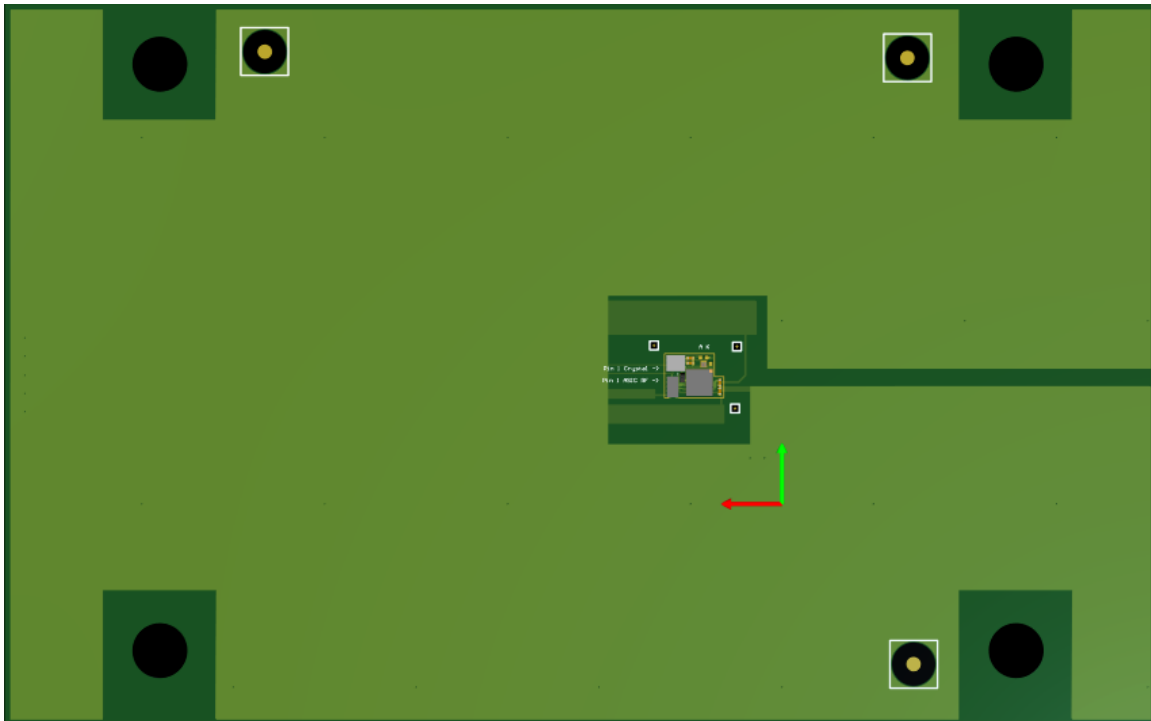


Figure 3-9 Face de dessus du PCB interposeur

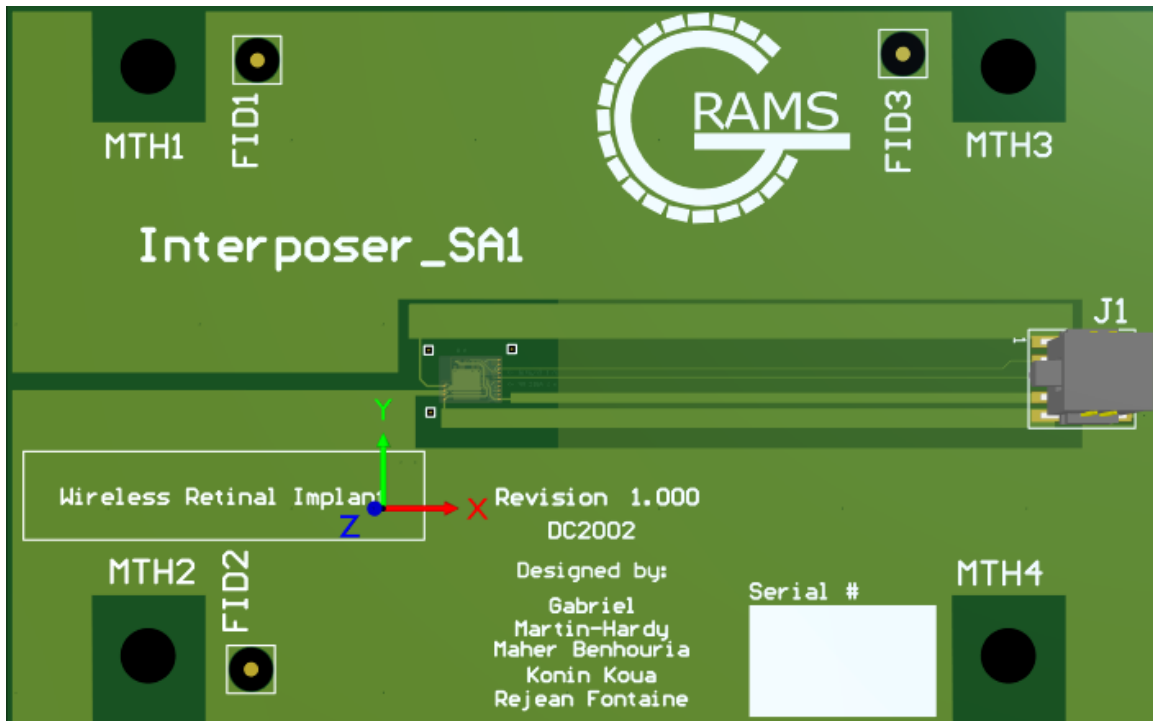


Figure 3-10 Face de dessous du PCB interposeur

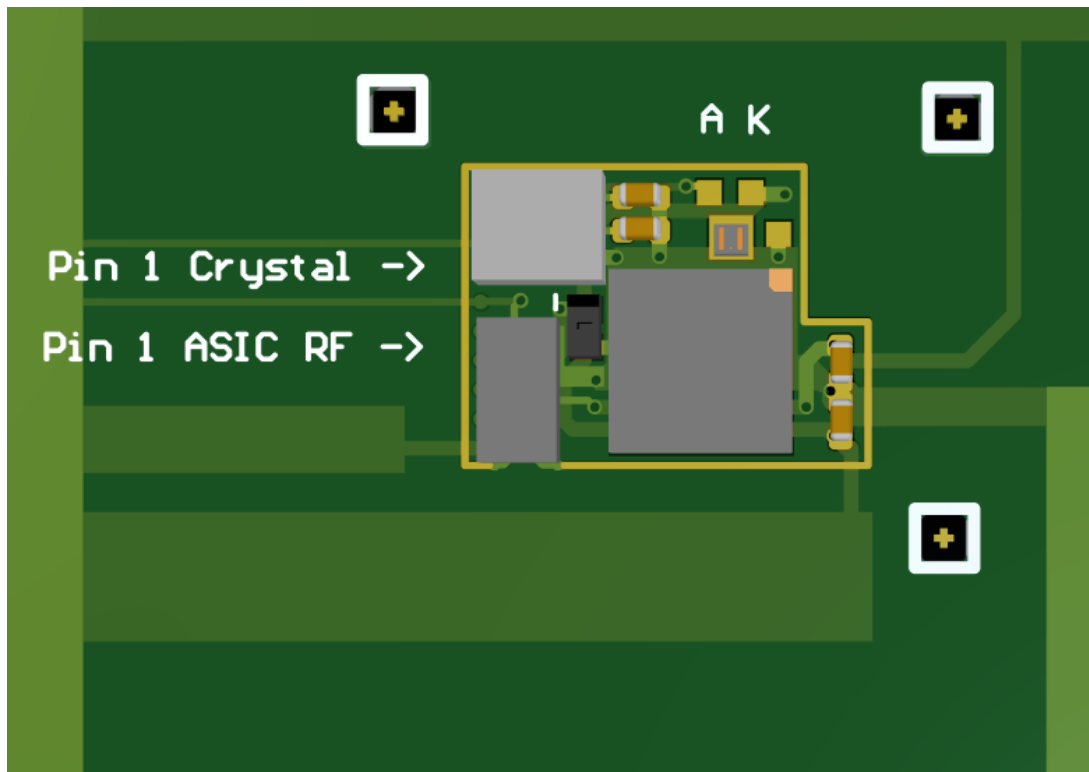


Figure 3-11 Image agrandie sur les composants de la face de dessus du PCB interposeur



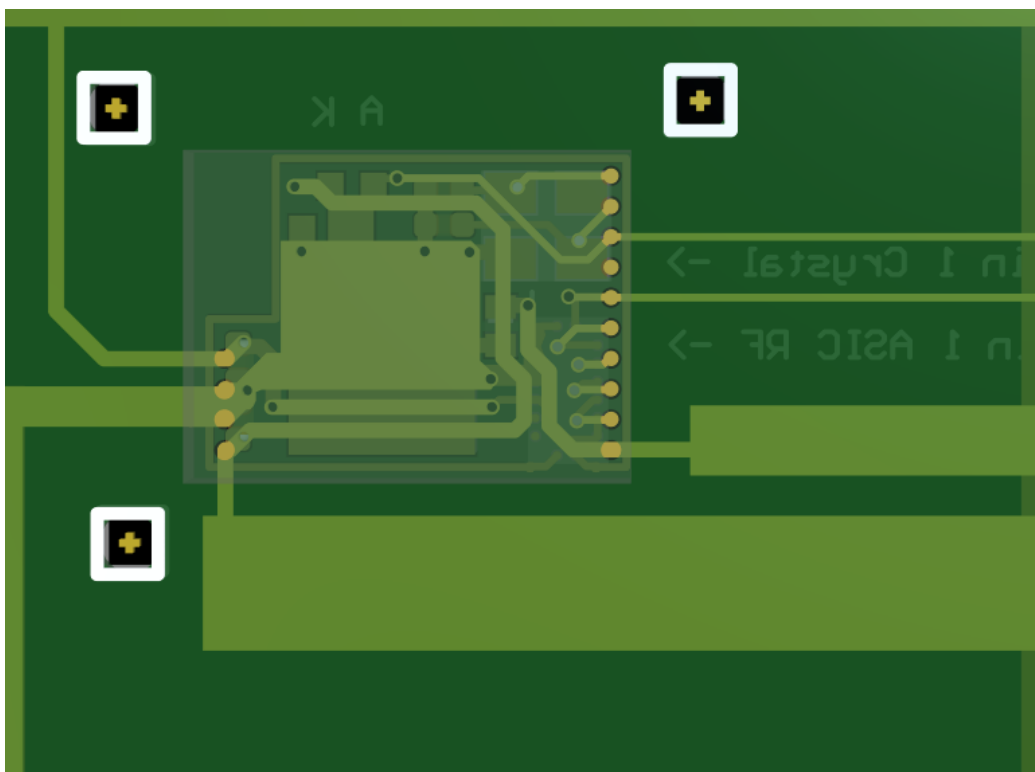


Figure 3-12 Image agrandie sur les *pads* de la face de dessous du PCB interposeur

En premier lieu, pour réaliser l'assemblage avec le PCB interposeur, un masque de sérigraphie, ayant une épaisseur de  $76,2\ \mu\text{m}$  (3 mils) et conçu avec la découpe laser, sera nécessaire. Étant donné la proximité des composants ainsi que les dimensions des boîtiers des composants, une attention plus particulière notamment sur l'uniformité de la pâte de soudure sera requise (Figure 3-13).

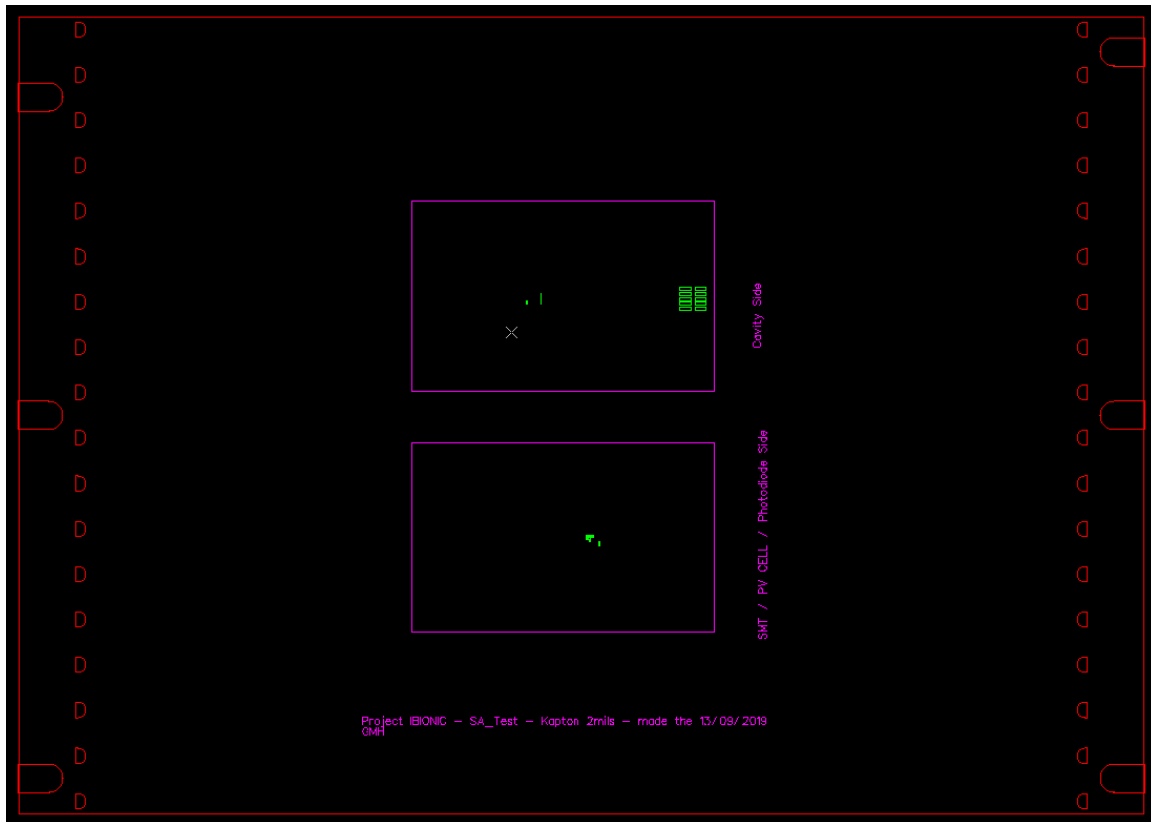


Figure 3-13 Masque de sérigraphie

Étant donné les dimensions physiques finales limitées de l'implant, plusieurs normes de conception de PCB standard (IPC) ne seront pas respectées comme l'absence de *silkscreen* dans la partie interposeur ou la distanciation minimale entre deux composants pour s'assurer d'une bonne ouverture dans le *soldermask* du PCB. Bien que certaines de ces règles de conception ne soient pas respectées, le placement des composants sera effectué pour éviter les courts-circuits. Pour les composants, dont l'orientation pour l'assemblage est normalement identifiée par le *silkscreen*, une indication extérieure à l'interposeur sera placée pour fournir l'information manquante. Par exemple, le cristal générant l'horloge pour l'implant possède quatre *pins* et nécessite une pose avec orientation. Le cristal possède, en dessous de celui-ci, une indication disant laquelle des quatre *pins* est la première. (Figure 3-14).

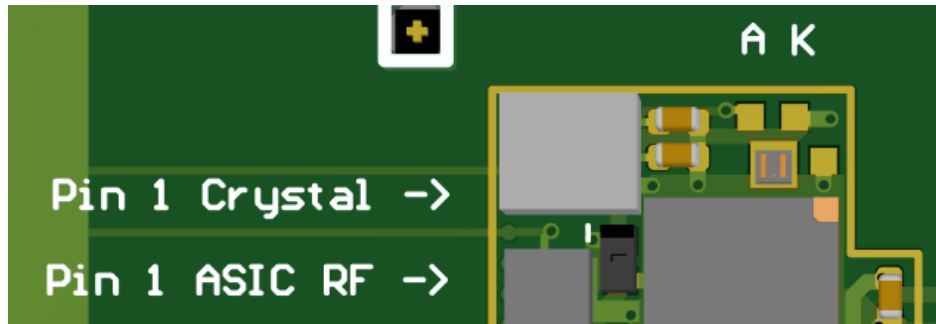


Figure 3-14 Solution pour identifier les orientations pour l'assemblage du PCB interposeur

Afin d'obtenir des mesures et des validations de bon fonctionnement, l'assemblage du substrat de diamant avec ces composants soudés sera effectué en premier avec le PCB interposeur. Les billes de soudure de 200  $\mu\text{m}$  de diamètre feront le joint de soudure entre le substrat de diamant et la face de dessous du PCB interposeur. À l'aide du masque de sérigraphie, la pâte de soudure sera appliquée sur les *pads* de la face du dessous. Ensuite avec la Tresky, le substrat de diamant sera aligné et placé sur le PCB. Une fois le tout placé, une validation par rayon X sera effectuée avec le Glenbrook Technologies 70T puis l'interposeur est soudé dans le four Heller. Par la suite, il ne restera qu'à assembler les composants sur la face du dessus en utilisant la Tresky ainsi que les mêmes procédés que pour l'assemblage du substrat de diamant sur le PCB interposeur. Par contre, deux composants doivent être assemblés avec de l'époxy conducteur, des microfils et de l'époxy non conducteur. Ces composants sont la cellule photovoltaïque et la photodiode. Ces composants seront assemblés à la toute fin du procédé, en appliquant une fine couche d'époxy conductrice sur le *pad* de la cellule photovoltaïque et une fine couche d'époxy non conductrice (*underfill*) pour la photodiode en utilisant un fil de téflon très mince. Les gouttes sont générées sur une surface plane et externe du PCB avec une aiguille de jauge 25, soit une ouverture de la tête de 0,53 mm de diamètre. La quantité nécessaire à appliquer sur les *pads* est prise avec le fil de téflon très mince et ensuite appliqué sur les *pads*. Après plusieurs essais, la méthode utilisée sera d'appliquer une goutte d'époxy au centre du *pad* et ensuite, avec la Tresky, de placer le composant sur celui-ci. S'il y a trop d'époxy, celui-ci se met à déborder et couvre le composant ou encore il entre en contact avec d'autres composants. Dans les deux cas, il faut nettoyer et recommencer jusqu'à obtenir une couche recouvrant l'ensemble du *pad*.



Une fois la cellule photovoltaïque et la photodiode collées sur le PCB interposeur suite au *curing* de l'époxy, des microfils seront soudés pour connecter électriquement ces composants et la caractérisation de l'assemblage sera effectuée. Si les résultats de la caractérisation sont bons, il sera possible de découper le PCB avec une découpe laser pour ensuite assembler le condensateur de type 0402 sur le substrat de diamant et d'effectuer les dernières mesures avant d'encapsuler l'implant rétinien (Figure 3-15).

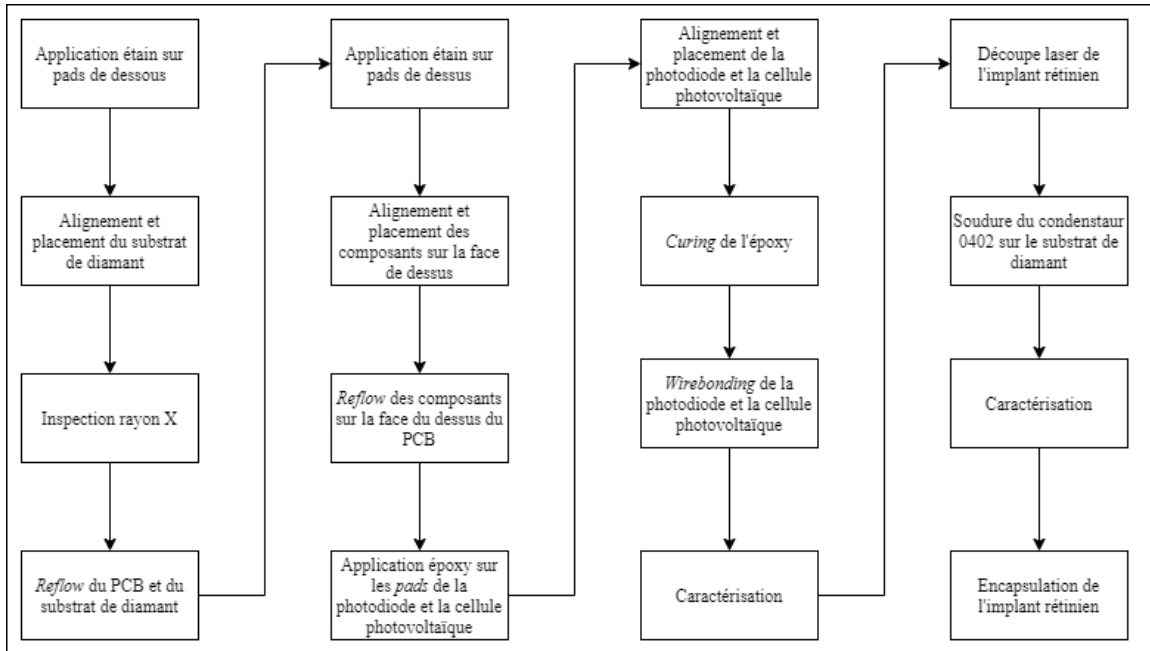


Figure 3-15 Schéma de l'assemblage du PCB interposeur

## 4 Résultat du procédé

Ce chapitre présente les différents résultats des étapes d'assemblage en suivant la méthodologie proposée.

### 4.1 Amincissement de l'ASIC

En appliquant les paramètres mentionnés dans le tableau 3-1 et à l'aide de la Keyence VR5000, les mesures suivantes furent obtenues. La figure 4-1 présente l'ASIC de transmission avant d'être aminci. En utilisant les premiers paramètres de test, l'ASIC de transmission fut endommagé (Figure 4-2) et pareillement pour les seconds paramètres de test (Figure 4-3). En changeant la table d'amincissement pour une rugosité inférieure à  $16\text{ }\mu\text{m}$ , il est possible d'obtenir un échantillon non endommagé (Figure 4-4). Il est donc possible de voir que l'ASIC de transmission, la figure 4-1, a été aminci de  $145\text{ }\mu\text{m}$  comparés à la figure 4-4.

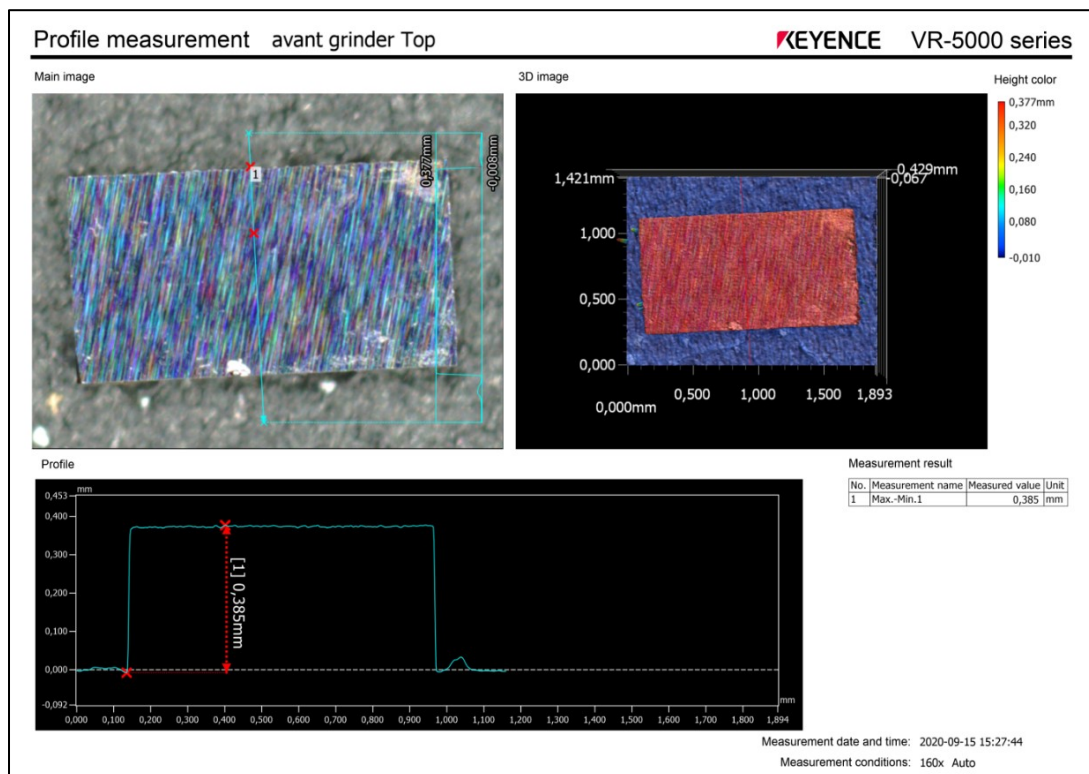


Figure 4-1 Profil de l'épaisseur de l'ASIC de transmission avant l'amincissement

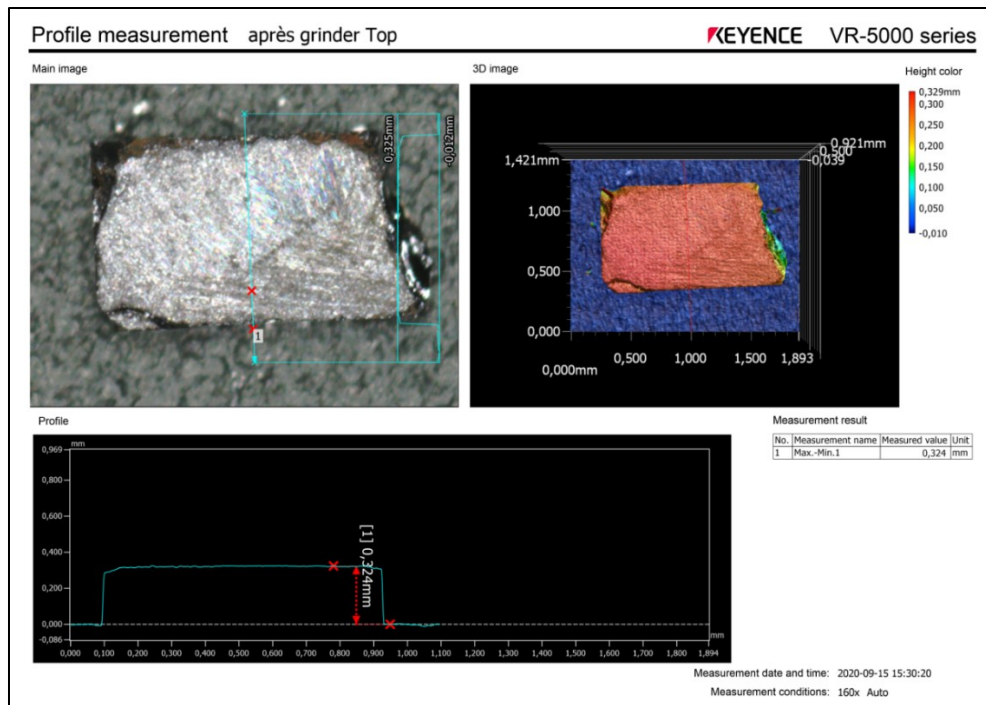


Figure 4-2 Profil de l'ASIC de transmission aminci avec les premiers paramètres de test : rugosité de la table de 16  $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 30 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 1 et poids de 280 g

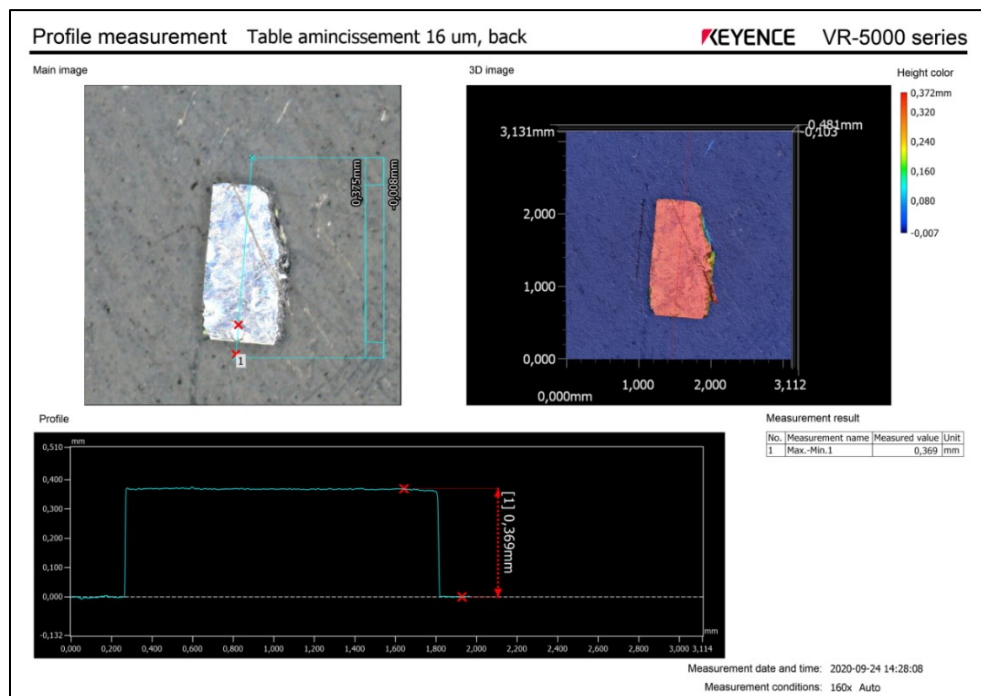


Figure 4-3 Profil de l'ASIC de transmission aminci avec les seconds paramètres de test : rugosité de la table de 16  $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 10 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 0 et poids de 280 g

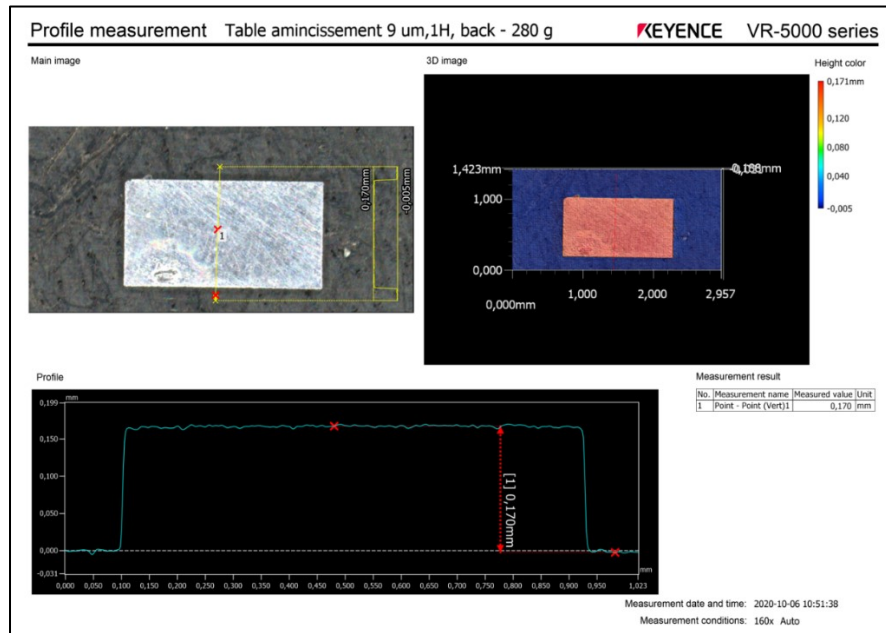


Figure 4-4 Profil de l'ASIC de transmission aminci avec le troisième ensemble de paramètres de test : rugosité de la table de 9  $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 30 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 1 et poids de 280 g

Une fois l'ASIC de transmission aminci, l'intégrité des *solderbumps* est validée. Toujours en utilisant la Keyence VR5000, il est possible de voir que les *solderbumps* sont toujours présents sur les *pads*. Le procédé d'adhésion d'échantillon sur la tête de la polisseuse n'affecte pas les *solderbumps* (Figure 4-5).

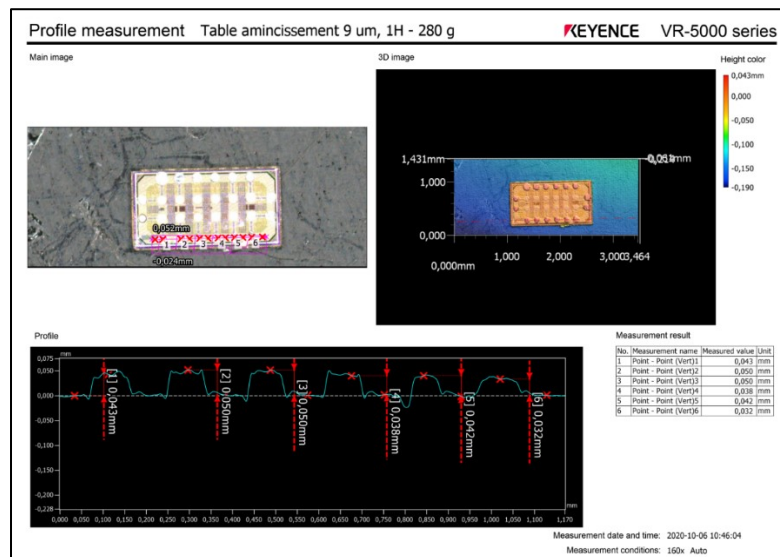


Figure 4-5 ASIC de transmission aminci avec ses *solderbumps*

L'ASIC de transmission est alors assemblé sur le PCB de test et la fréquence d'oscillation mesurée. Il est possible de constater une émission de données à la fréquence de 2,39 GHz avec une amplitude de -56,74 dBm. Les résultats obtenus sont ceux attendus, démontrant ainsi la fonctionnalité de l'amincissement (Figure 4-6).

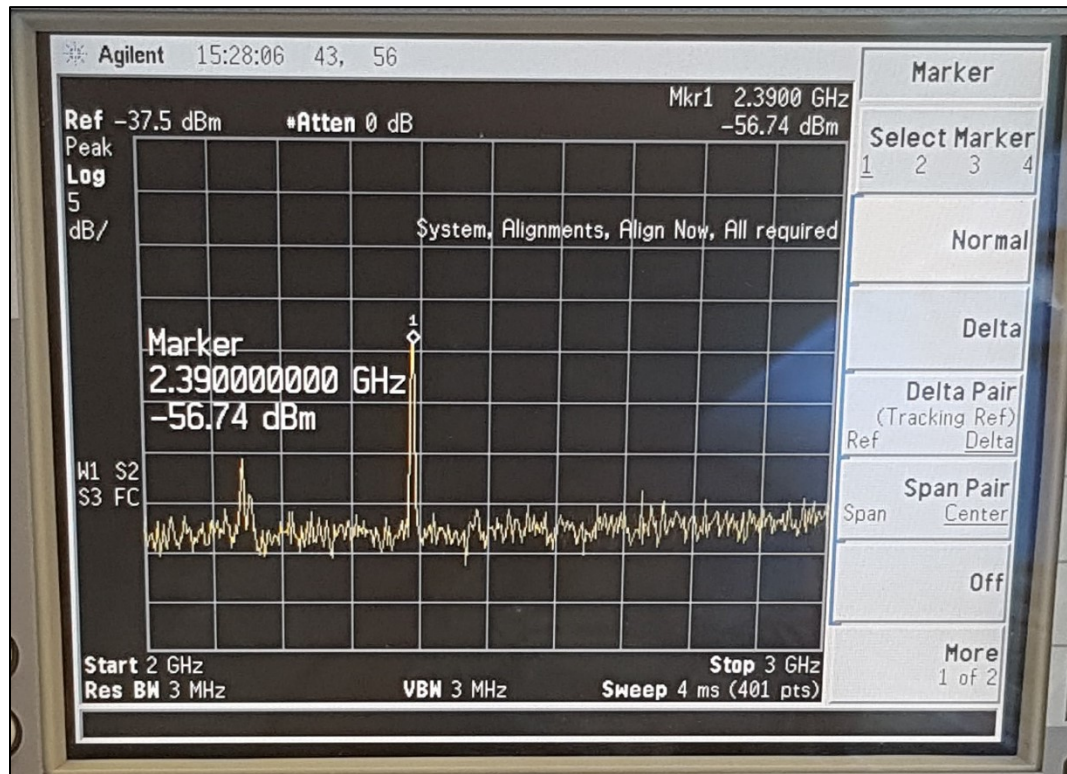


Figure 4-6 Mesure d'émissions de données à 2,39 GHz par l'ASIC de transmission aminci

La méthode d'amincissement mentionnée dans le tableau 3-1 et retenue pour l'amincissement de notre circuit intégré est la troisième : rugosité de 9  $\mu\text{m}$ , vitesse d'oscillation de 1 et vitesse de rotation 30 RPM. C'est la seule méthode, à ce jour, qui fonctionne et ne brise pas un ASIC à cause de sa rugosité.

L'amincissement de l'ASIC de stimulation est réalisé avec les mêmes paramètres et les résultats obtenus sont présentés dans la figure 4-7. Par contre, lors de l'assemblage sur le PCB de test, après le *reflow*, la brasure ne s'est pas bien effectuée. Comme le montre la figure 4-8 et la figure 4-9, les billes de soudure n'ont fondu qu'à moitié sur le PCB ou ils sont restés connecter sur l'ASIC. Il est donc impossible de confirmer le bon fonctionnement de l'ASIC de stimulation suite à l'amincissement de celui-ci.



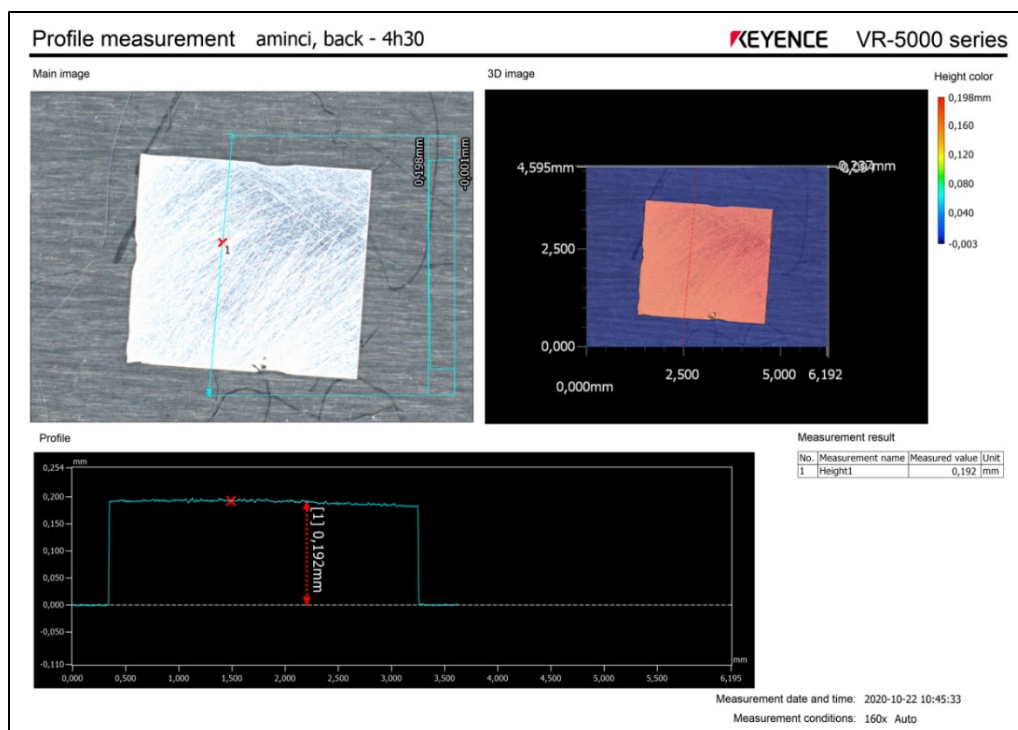


Figure 4-7 Profil de l'ASIC de stimulation aminci avec les derniers paramètres de test : rugosité de la table de 9  $\mu\text{m}$ , vitesse de rotation de la table de 30 RPM, vitesse d'oscillation du bras de 1 et poids de 280 g

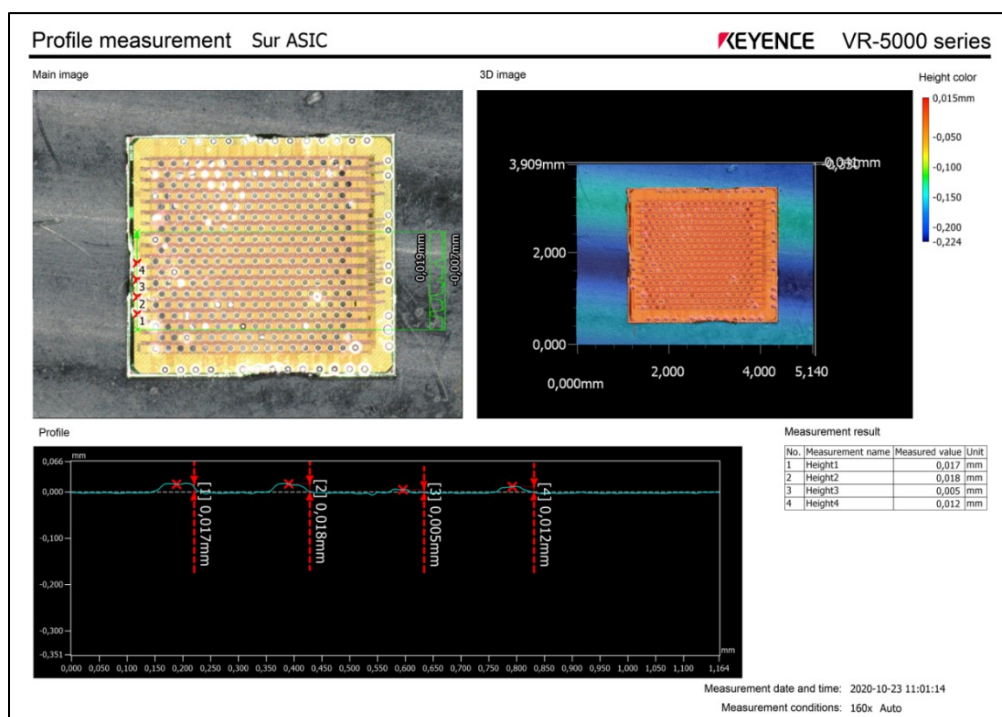


Figure 4-8 Vue des *solderbumps* sur l'ASIC après la tentative d'assemblage de l'ASIC

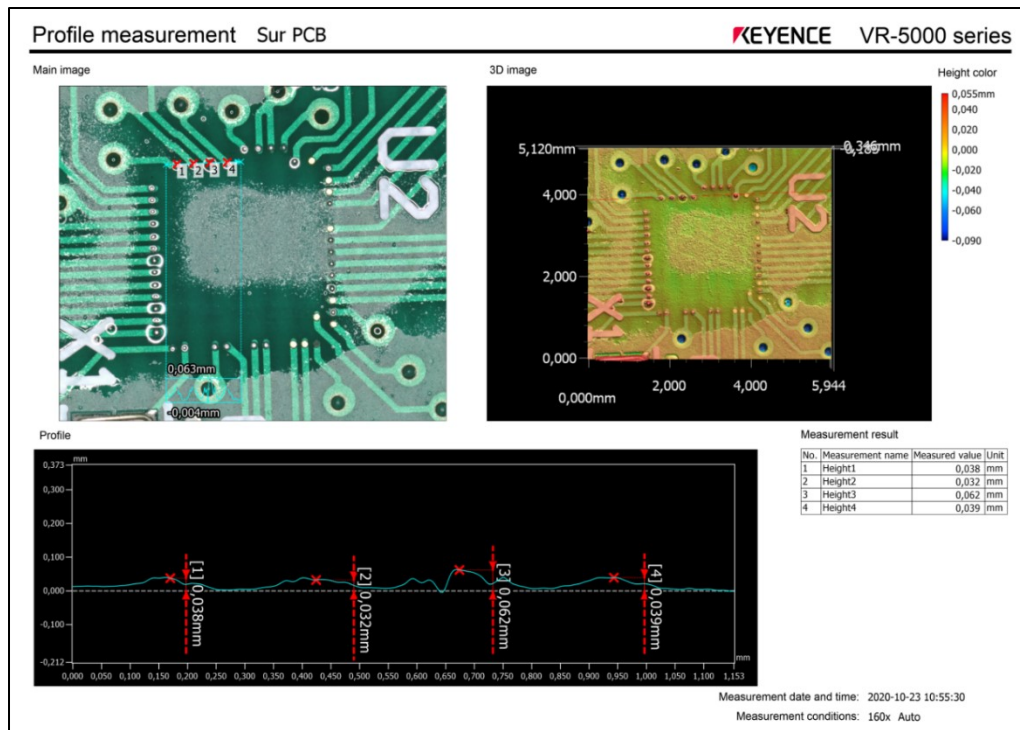


Figure 4-9 Vue des *solderbumps* sur le PCB après la tentative d'assemblage de l'ASIC

## 4.2 Assemblage sur le substrat de diamant

### Analyse EDS

L'analyse EDS de la surface totale du substrat (Figure 4-10) de diamant ainsi que plusieurs *pads* (Figure 4-11) permet de constater la présence d'or sur la surface du substrat de diamant ainsi que de nickel à l'intérieur des *pads*. La seconde analyse EDS, effectuée avec le Phenom XL, équipement situé au 3IT nano, démontre la présence de cuivre (*copper*), de titane (*titanium*) et de niobium sur les *pads* (Figure 4-12). Le Phenom XL démontre aussi l'absence de molybdène (*molybdenum*) à la surface de l'échantillon, métal servant de couche d'amorce pour les autres métaux. Ces métaux laissent anticiper un assemblage difficile pour la thermocompression de billes d'or. Étant donné la présence de contaminant sur une finition d'or, les billes auraient probablement de la difficulté à adhérer, mais les procédures ont quand même été poursuivies.

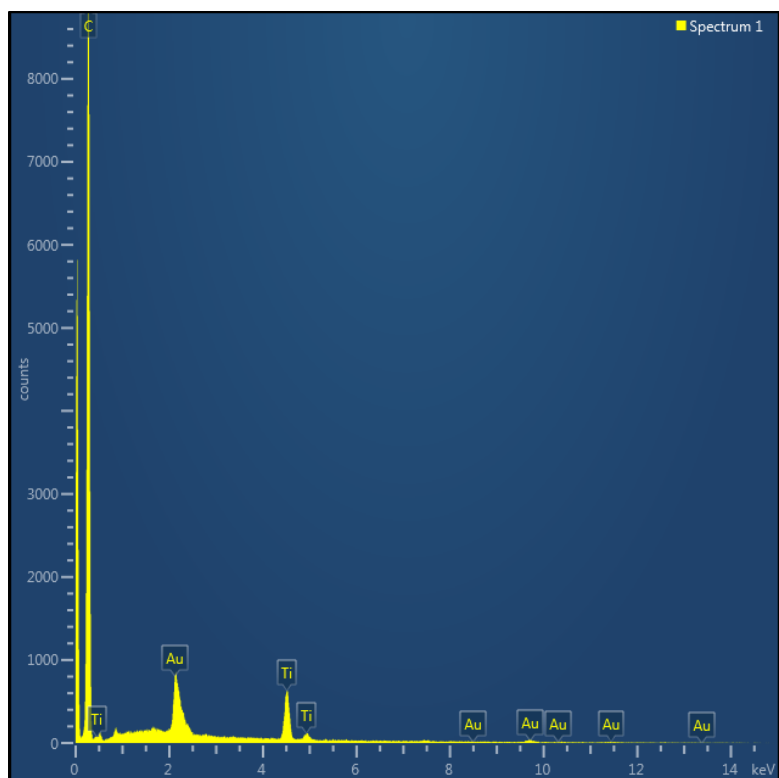


Figure 4-10 Analyse EDS de la surface du substrat de diamant

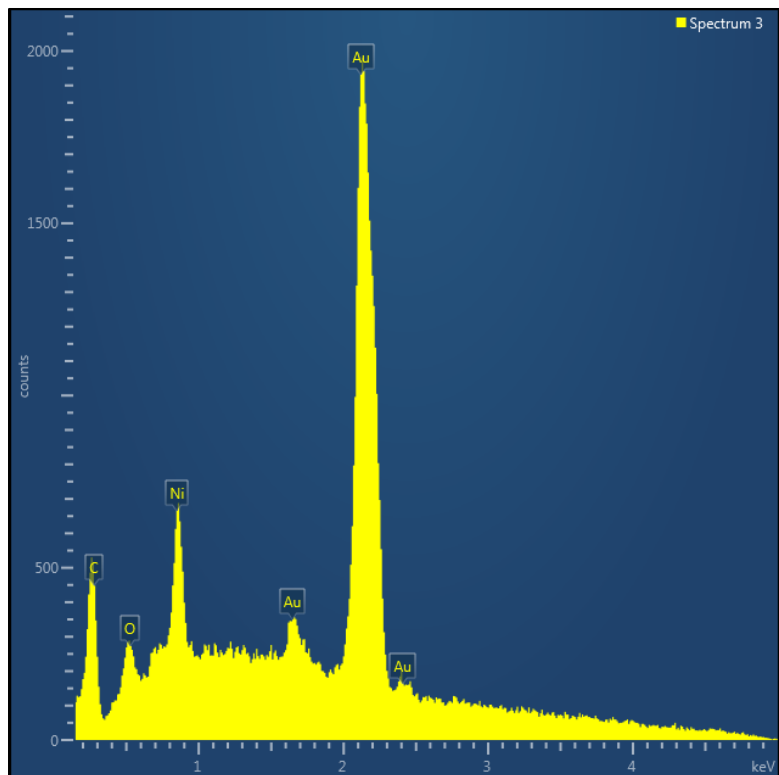


Figure 4-11 Analyse EDS de la surface d'un *pads* sur le substrat de diamant



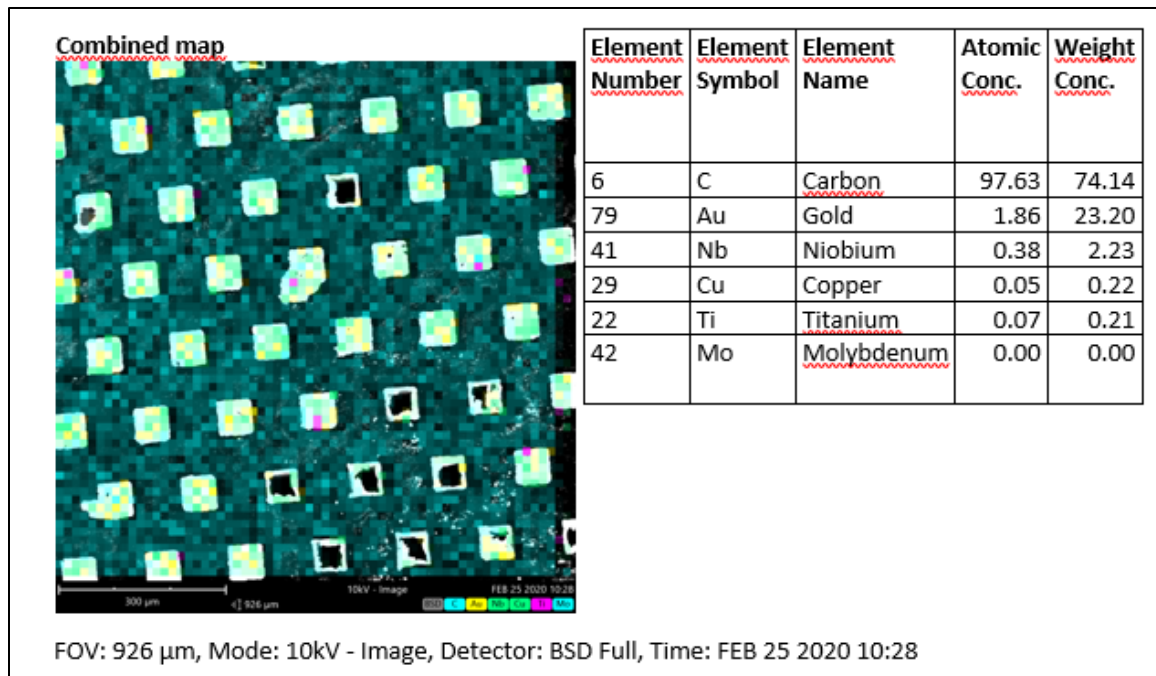


Figure 4-12 Analyse EDS du substrat de diamant effectué au 3IT.nano

#### *Tests d'adhésions et cisaillements des billes d'or*

Une fois l'analyse EDS effectuée, les tests d'adhésions et de cisaillement sur des *pads* du substrat de diamant fourni sont effectués. Le résultat du *shear test* est compilé dans le tableau 4-1. On retrouve une moyenne 19,54 g et un écart-type de 2,88.

Tableau 4-1 Résultat du test de cisaillement des 24 billes d'or

Pad #	Valeur de cisaillement (g)	Pad #	Valeur de cisaillement (g)
1	11,50	14	17,82
2	NA	15	21,93
3	12,38	16	20,33
4	21,49	17	21,15
5	17,80	18	17,06
6	21,50	19	21,61
7	22,59	20	21,00
8	20,74	21	22,61
9	18,12	22	18,50
10	18,53	23	NA
11	20,59	24	20,18
12	22,22	25	18,26
13	21,70	26	19,38

### *Test de thermocompression*

Finalement, en suivant les étapes du tableau 3-2 pour la thermocompression de l'ASIC de stimulation avec des billes d'or appliquées sur ces pads, le résultat obtenu montre qu'il n'était pas possible de faire une thermocompression de l'ASIC sur le substrat de diamant sur de la brasure d'or. Les billes d'or n'adhèrent pas à la brasure d'or et lors de la thermocompression et de plus, le substrat de diamant a même fissuré (Figure 4-13) démontant un certain problème de planéité. Les flèches rouges indiquent le début de plusieurs fissures dans le substrat de diamant suite aux tests effectués au C2MI.



Figure 4-13 Échec de la thermocompression fait par le C2MI

### *Tests de mouillage*

Le test de mouillage a permis de constater que la pâte de soudure appliquée sur la finition de brasure d'or de l'Université de Melbourne couvrait bien ses *pads*. Lors de sa fonte, à l'aide du pistolet à air chaud, la pâte s'étalait et remplissait les *pads* (Figure 4-14).

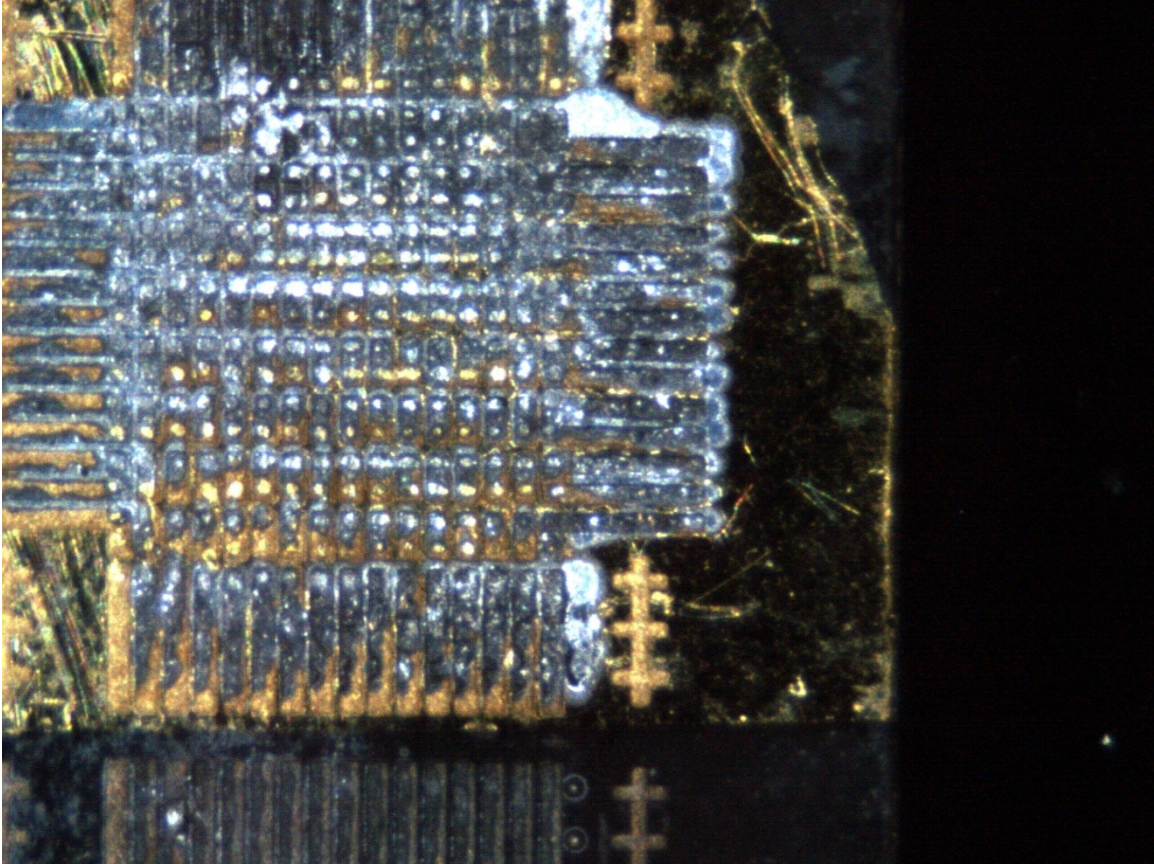


Figure 4-14 Résultat du test de mouillage effectué sur l'échantillon fourni par l'Université de Melbourne

### *Test de soudure*

Tel qu'expliqué dans la méthodologie, des billes de soudure sont placées et par la suite soudées à l'aide du four Heller (Figure 4-15). Sur chacune des billes dont le *shear test* est effectué, il était possible de constater qu'il y avait bien de l'étain résiduel dans le *pad*, mais qu'il fallait aussi une certaine force pour qu'elle cède (Figure 4-16). Cela démontre que le mouillage et la soudure se réalisent très bien.



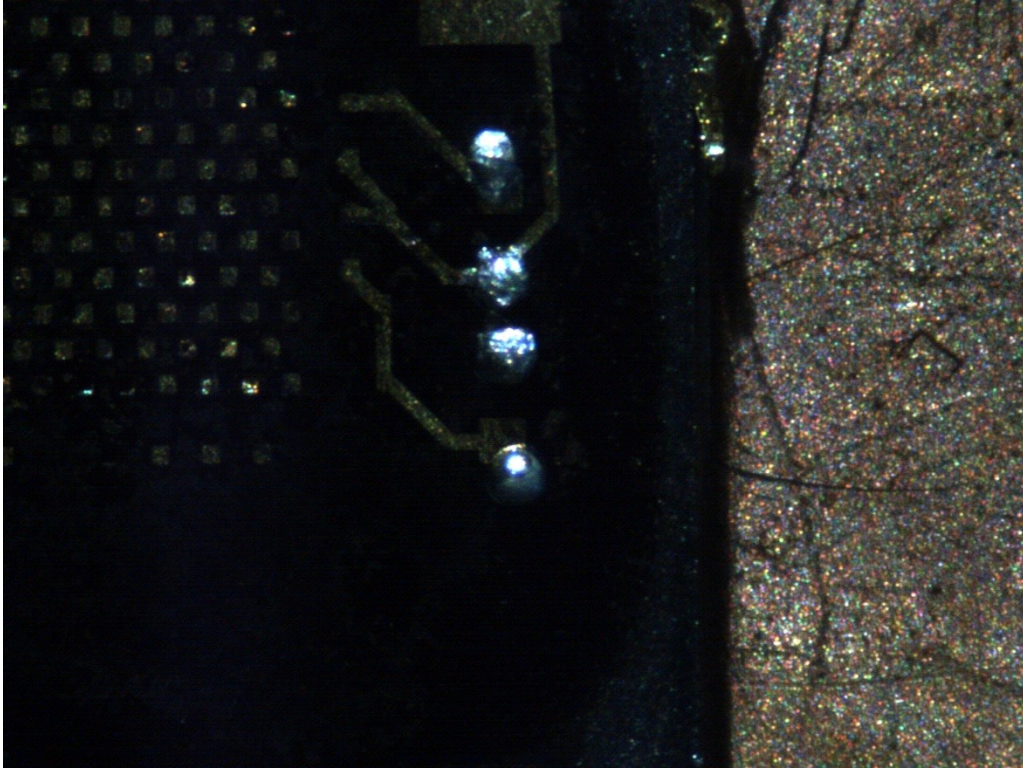


Figure 4-15 Billes de soudure après le *reflow* pour le test de soudure

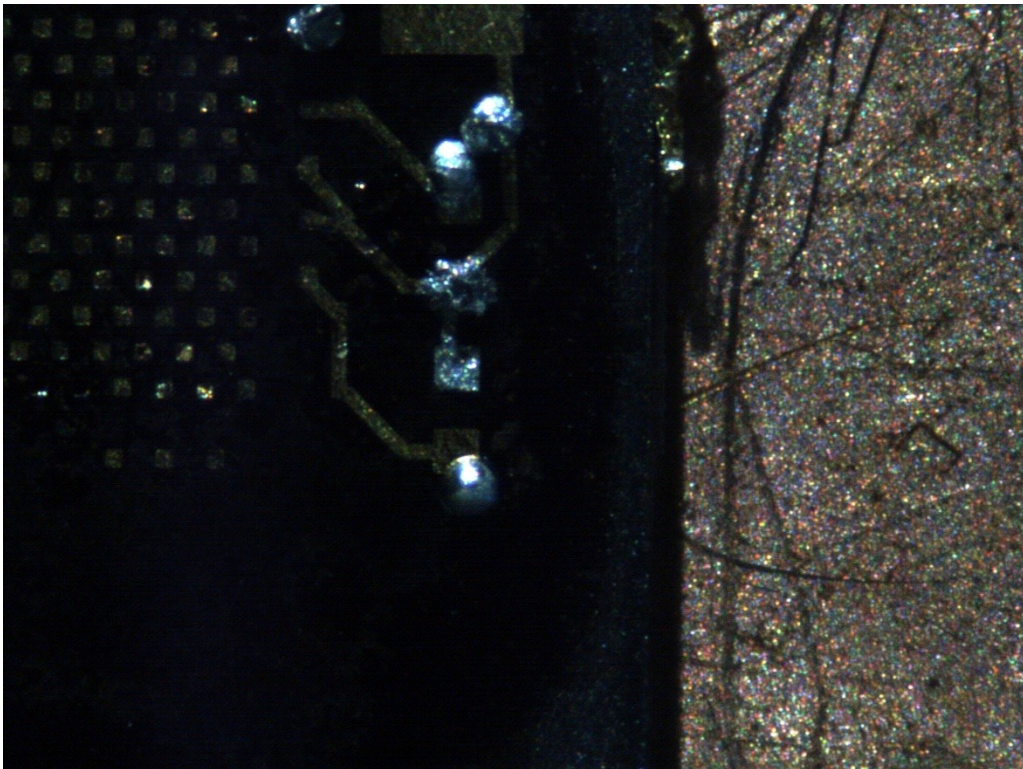


Figure 4-16 Résultat du *shear test* des billes de soudure pour l'expérience de soudure

### *Assemblage flip-chip*

Après avoir effectué le *reflow* de l'ASIC de stimulation ainsi que des billes de soudure, les tests électriques démontrent une non-fonctionnalité de l'ASIC (Figure 4-17). Afin de trouver la source du problème, d'autres expériences d'assemblage *flip-chip* de l'ASIC de stimulation ont été effectuées, mais cela sans l'ajout des billes de soudure de 200  $\mu\text{m}$  (Figure 4-18). Il est possible de constater la présence de soudure dans la trace reliant les *pads* d'alimentation de l'ASIC aux billes de soudure de 200  $\mu\text{m}$ , quand normalement il ne devrait pas avoir de soudure, uniquement de la brasure d'or. Ceci démontre une fuite de soudure dans les traces, la soudure a été volée par la brasure d'or de la trace, créant ainsi la possibilité d'un circuit ouvert dans les joints de soudure entre l'ASIC et le substrat de diamant.

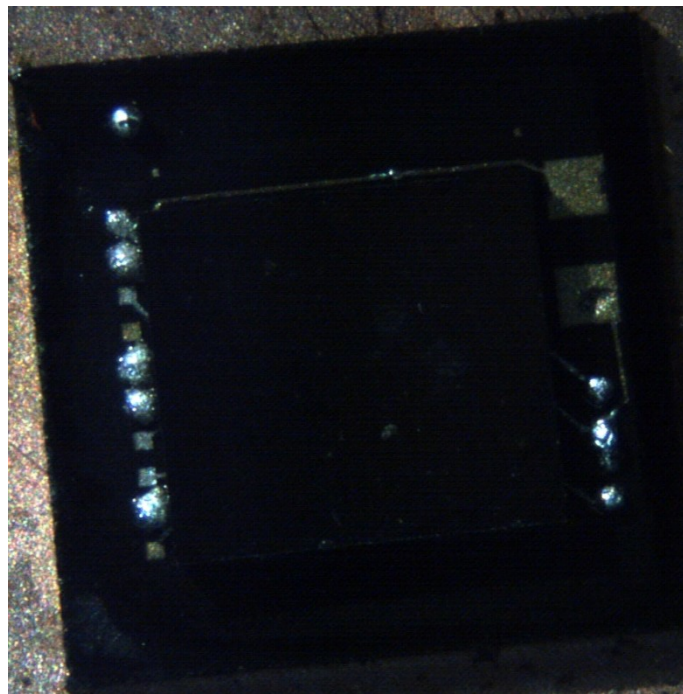


Figure 4-17 *Reflow* des billes de soudure de 200  $\mu\text{m}$  ainsi que l'ASIC de stimulation sur le substrat de diamant





Figure 4-18 Résultat d'un test d'assemblage de l'ASIC uniquement

Après plusieurs tests et pertes d'échantillon, un test destructeur permettant de comprendre le problème du procédé est effectué. Ce test consiste à défaire l'ASIC du substrat de diamant sans les briser (Figure 4-19). Il est possible de constater, après une inspection visuelle, la présence de soudure dans toutes les traces connectant l'ASIC à un *pad* de bille de soudure de 200  $\mu\text{m}$ , et plus particulièrement les traces d'alimentation et la mise à la terre (Figure 4-20). Ce problème de fuite de soudure dans les traces peut être provoqué par la longueur, la profondeur et aussi l'absence de *soldermask* sur le substrat. Cette fuite démontre donc le non-fonctionnement de l'ASIC par la création d'un circuit ouvert.

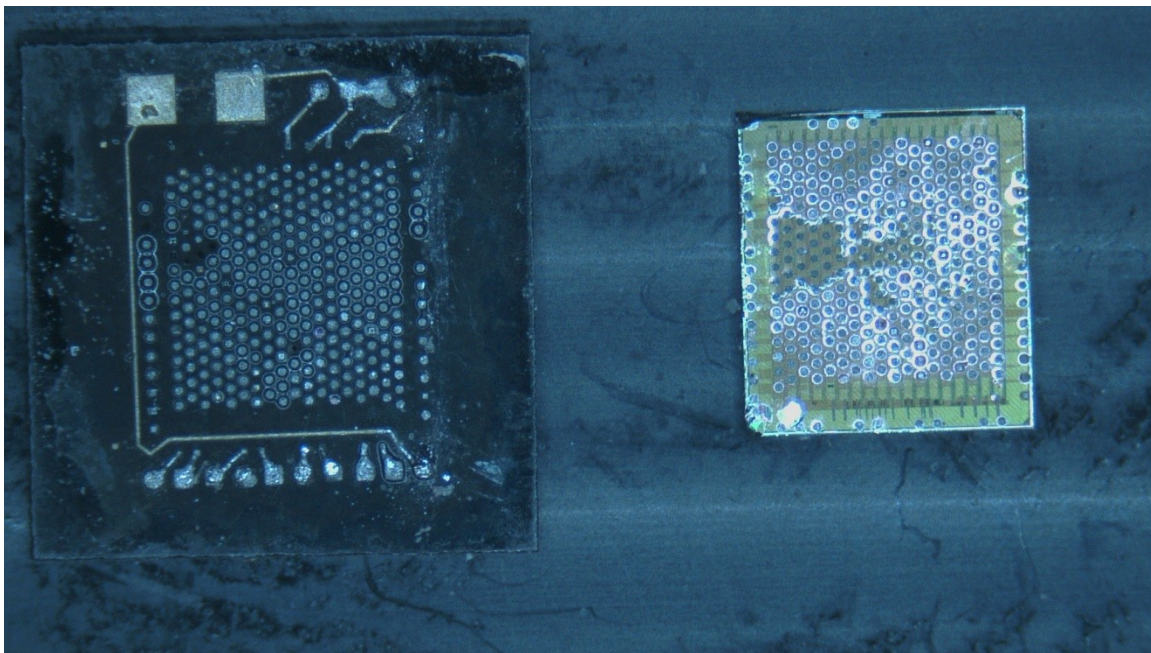


Figure 4-19 Résultat du test destructeur



Figure 4-20 Fuite de l'étain dans les traces du substrat de diamant

L'Université de Melbourne, suite à des échanges de courriels, a rajouté une couche de passivation SU-8 pour essayer de laisser uniquement les *pads* exposés ainsi bouchant les traces pour éviter les fuites de soudure et limiter le mouillage sur les *pads* plutôt que de mouiller les *pads* ainsi que les traces. Par contre, comme les figures 4-21 et 4-22 le



montrent, la passivation ne fonctionne pas, les traces sont encore exposées. Il n'y a pas de présence de SU-8 dans les traces, ce qui n'est pas recherché.

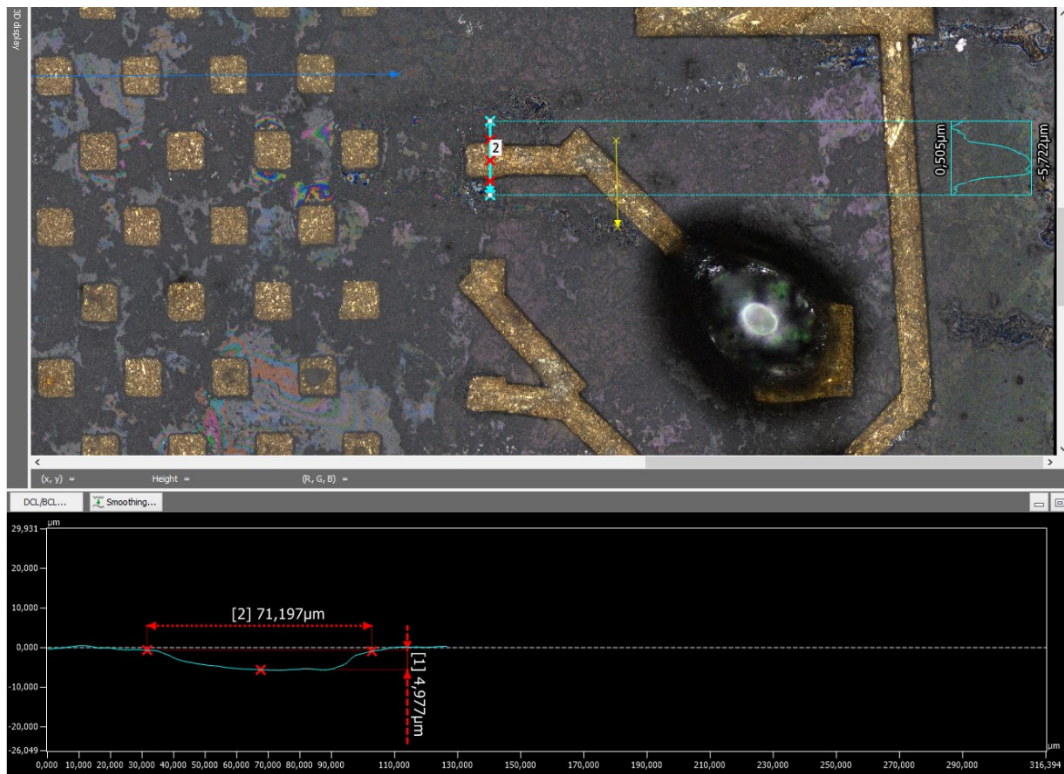


Figure 4-21 Profil du *pad* d'alimentation sur le substrat de diamant



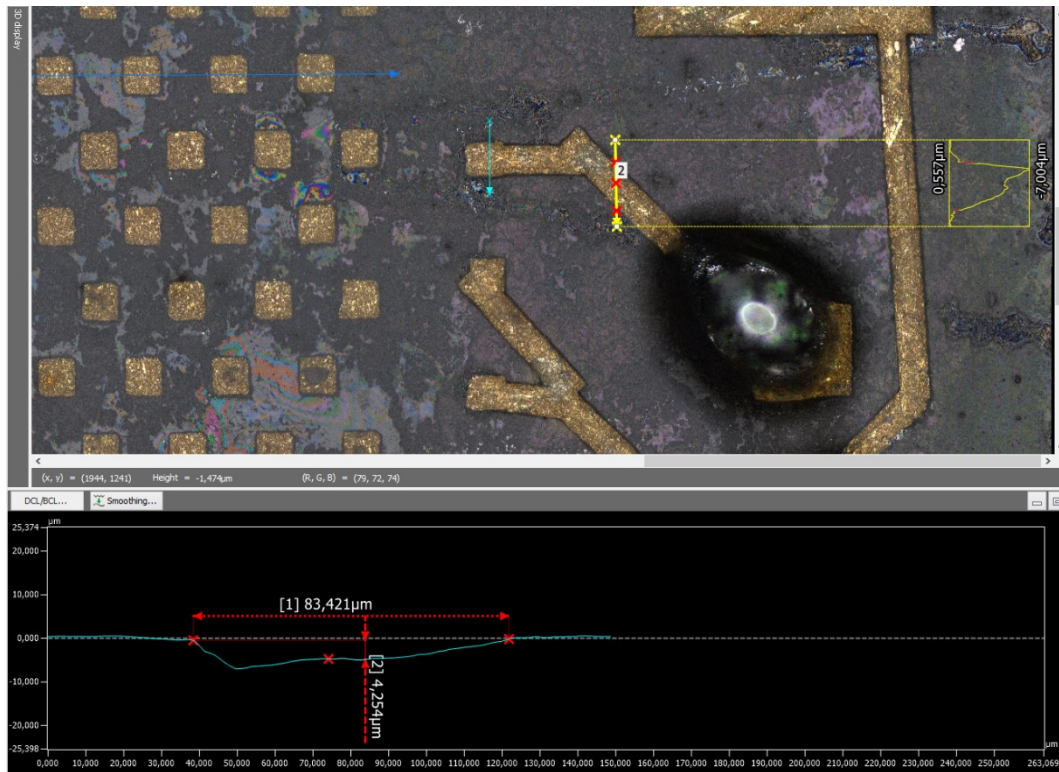


Figure 4-22 Profil de la trace entre les *pads* d'alimentation sur le substrat de diamant

### 4.3 Assemblage avec le PCB interposeur

En suivant la procédure d'assemblage de la figure 3-15, une fois le substrat de diamant soudé au PCB interposeur, il était possible de tester la connectivité des billes de soudure avec le PCB interposeur en utilisant le connecteur J1 pour fournir alimentation et données. Lors de l'expérience, les résultats obtenus sont non concluants. L'ASIC de stimulation ne répondait pas et ne recevait pas l'alimentation. Ce problème, connu, sera discuté plus amplement dans la section de discussion de ce mémoire.

Même si l'ASIC de stimulation ne fonctionnait pas, les billes de soudure sur le substrat de diamant ont bien soudé sur les *pads* du PCB interposeur. L'assemblage a été effectué pour ainsi créer un implant rétinien de démonstration utilisé lors de congrès ou de présentations. L'ensemble des composantes assemblées sur la face de dessus du PCB interposeur ont été fonctionnel. Le résultat obtenu de l'ASIC de transmission a été quasi-identique à celui du test d'amincissement effectué plus tôt dans ce document. Les seules composantes ne pouvant pas être testées sont la cellule photovoltaïque et la photodiode. Ces composantes nécessitent des microfils et l'équipement situé au 3IT.micro ne permet

pas de faire ses soudures avec des petites distances et d'avoir le contrôle sur la hauteur du fil. Une nouvelle machine pour effectuer des microfils a été livrée au 3IT.micro en 2020. Par contre, dans le contexte actuel de la pandémie, le technicien devant venir faire l'installation n'est pas encore venu à l'heure actuelle de la rédaction de ce mémoire compléter l'installation. À l'aide de la découpe laser, il est possible de récupérer la partie interposeur du PCB et d'obtenir la figure 4-24. Il est possible de constater que l'implant rétinien de démonstration est plus petit qu'un 10 cents canadien (Figure 4-25).

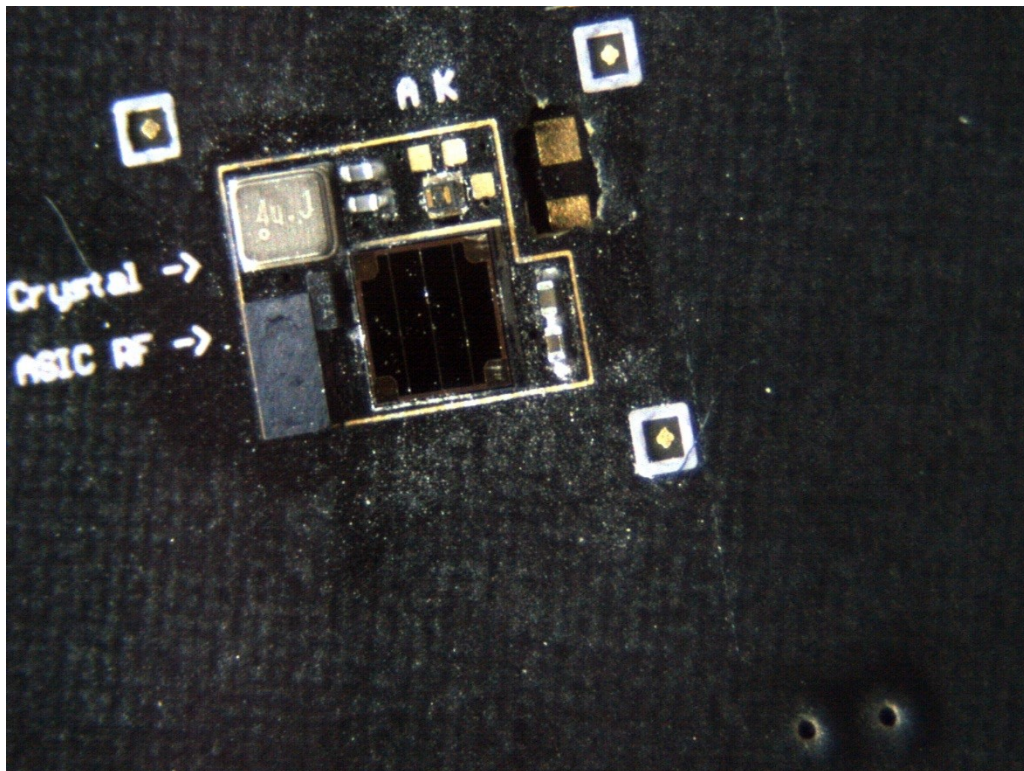


Figure 4-23 Composantes assemblées sur la face de dessus du PCB interposeur



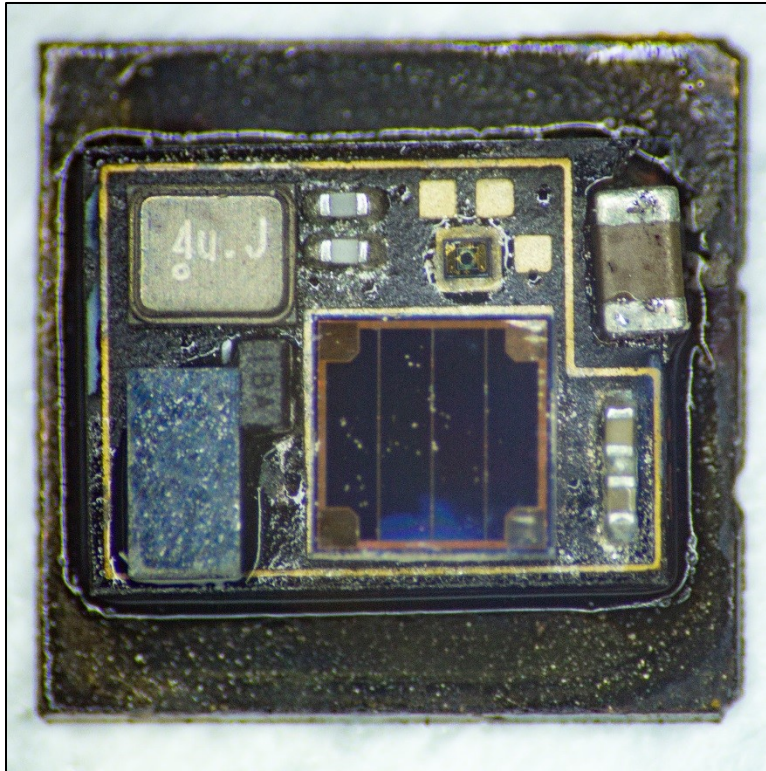


Figure 4-24 L'implant rétinien de démonstration

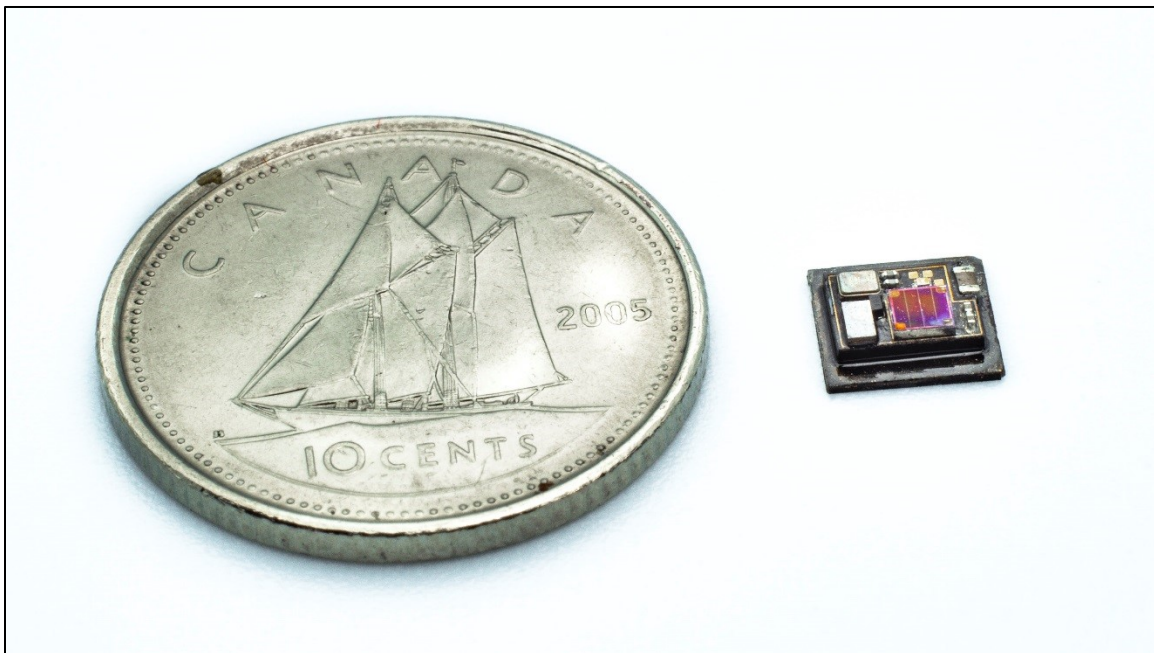


Figure 4-25 Comparaison de taille de l'implant de démonstration avec un 10 cents canadien

## 5 Discussion

Tel que démontré dans la section 4.1, les résultats obtenus permettent de constater un amincissement de 133  $\mu\text{m}$  de l'ASIC de stimulation. On peut conclure que le procédé d'amincissement d'ASIC fonctionne très bien, étant donné que l'objectif était d'obtenir une épaisseur finale située entre 100 et 150  $\mu\text{m}$ . Par contre, il faut noter qu'il y a une différence de temps significative entre l'amincissement d'un ASIC de transmission et l'ASIC de stimulation. Pour obtenir l'épaisseur désirée, l'amincissement de l'ASIC de transmission nécessite plus de 2 heures tandis que l'ASIC de stimulation nécessite que 4 heures et 30 minutes. Il est à noter que la superficie de l'ASIC de stimulation est 7 fois plus grande que celle de l'ASIC de transmission. Pour réduire le temps d'amincissement de l'ASIC de stimulation, il faudrait probablement recommencer la série de tests effectués dans le tableau 3-1. Il serait fort probable que l'ASIC de stimulation puisse être aminci avec la table de 16  $\mu\text{m}$  permettant une réduction potentielle de temps d'amincissement de celui-ci. Il est déplorable d'être dans l'incapacité de tester électriquement l'ASIC de stimulation sur son PCB de test étant donné que la brasure de celui-ci est un échec. Le problème rencontré, lors de l'assemblage, devait être lié à une surutilisation de *flux* de brassage sur les *pads* du PCB. Il faut noter que c'était le dernier ASIC ayant des *solderbumps* sur un nombre réduit de *pads*. Les autres ASIC en notre possession possèdent des *solderbumps* sur les 288 *pads* ou ils n'en possèdent aucun. Pour tester les ASIC en notre possession, il faudrait donc amincir les ASIC avec des *solderbumps* et les souder sur des substrats de diamants pour ensuite effectuer la caractérisation de l'ASIC aminci ou faire un PCB de test permettant de connecter tous les *solderbumps*.

Ensuite, concernant l'assemblage sur le substrat de diamant, plusieurs limites ont été identifiées. Tout d'abord, les expériences effectuées au C2MI démontrent l'impossibilité de faire un assemblage avec thermocompression. L'adhésion des billes d'or et le substrat de diamant craquant démontrent la pauvre qualité de la finition d'or ainsi que celle du diamant fourni par l'Université de Melbourne, pauvre qualité probablement due à de la contamination de métaux non désirée ou d'un procédé de fabrication de la brasure d'or défaillant. Une solution envisagée serait de modifier la procédure de thermocompression en augmentant la température. L'augmentation de température

permettrait de réduire la force nécessaire pour la brasure. Étant donné le temps d'attente pour obtenir des échantillons relativement longs, pouvant aller à des semaines d'attentes comme des mois, et de la pauvre adhésion des billes d'or sur la brasure d'or, le procédé de thermocompression est remplacé par le procédé *flip-chip* avec billes d'étain montrant de meilleurs résultats. Le test de mouillage ainsi que de soudure démontre la possibilité d'effectuer un assemblage *flip-chip*. Par contre, ce procédé apporta de nouvelles problématiques à l'assemblage. Premièrement, il est impossible de souder un ASIC sur le substrat de diamant tout en maintenant son fonctionnement électrique. Normalement, un circuit imprimé comporte un *soldermask*. Le *soldermask* sert à exposer les *pads* pour éviter que les traces ne volent la soudure créant ainsi des circuits ouverts entre une composante et son substrat. Ici, il n'y a rien de tel. Même si l'U. de Melbourne ont rajouté une couche de passivation pour régler ce problème de fuite, les traces sont encore exposées et il faut revoir ce procédé.

Lors de la conception de leur substrat de diamant, l'U. de Melbourne utilisent une découpe laser pour percer des trous dans leur substrat de diamant et réaliser une connexion avec les électrodes sur la face arrière. La problématique est que les traces sont également creusées dans le diamant qu'ils remplissent ensuite avec leur brasure d'or et polissent mécaniquement la surface jusqu'à ce qu'ils mettent à nu le diamant tout en conservant la brasure d'or dans les sillons des *pads* et des traces. Comme les traces et les *pads* possèdent les mêmes métaux, les mêmes largeurs et même profondeur, il ne sera jamais possible de souder un *flip-chip* avec de l'étain sans écoulement. Une couche de SU-8 est ajoutée pour tenter de régler le problème de fuite d'étain. Toutefois, le SU-8 n'est pas entré dans les tranchées, probablement dû à la forme de celle-ci ainsi que la nature des métaux. Le problème a donc persisté. Il faudrait, à la place de creuser dans le substrat de diamant pour les traces, déposer directement le métal sur le substrat de diamant et passiver par la suite. Les traces seront ainsi couvertes de résine qui agirait comme masque de soudure et éviteraient les fuites de soudure. Pour réaliser ce test, il serait possible de remplacer le substrat de diamant par un substrat de verre ou de silicium pour faire une expérience mécanique et démontrer la faisabilité de l'assemblage *flip-chip* fonctionnel.

Finalement, étant donné que l'ASIC de stimulation ne peut pas être soudé sur le substrat de diamant sans difficulté, il est donc impossible d'effectuer la caractérisation complète du PCB. Par contre, la forme de ce PCB interposeur est très pratique pour les manipulations physiques et électriques. En plus de sa maniabilité, la proximité des composantes permet l'utilisation d'une découpe laser, facilitant la conception de l'implant rétinien. Plusieurs paramètres de l'assemblage avec le PCB interposeur, tel que l'assemblage de la photodiode et la cellule photovoltaïque, ne sont pas encore bien définis ou maîtrisés. Ces paramètres n'ont pu être définis à cause de l'incapacité à faire fonctionner l'ASIC de stimulation sur le substrat de diamant. L'ordre de la procédure est sujet à changement à partir de l'étape de l'assemblage de la photodiode ainsi que la cellule photovoltaïque. Comme la figure 5-1 le montre, il est possible de changer des étapes d'assemblage pour ces deux composantes étant donné qu'elles sont sensibles à la poussière ou autres résidus pouvant induire des dysfonctionnements. Comme il n'était pas nécessaire d'effectuer les microfils pour l'implant de démonstration, l'ordre d'assemblage effectué est l'option 1 de la figure 5-1. Lorsqu'il sera possible de faire fonctionner l'ASIC sur le substrat de diamant, il faudra essayer les trois options mentionnées à la figure 5-1 pour déterminer l'option d'assemblage la mieux adaptée afin de pouvoir ultimement caractériser l'assemblage complet d'un implant rétinien.

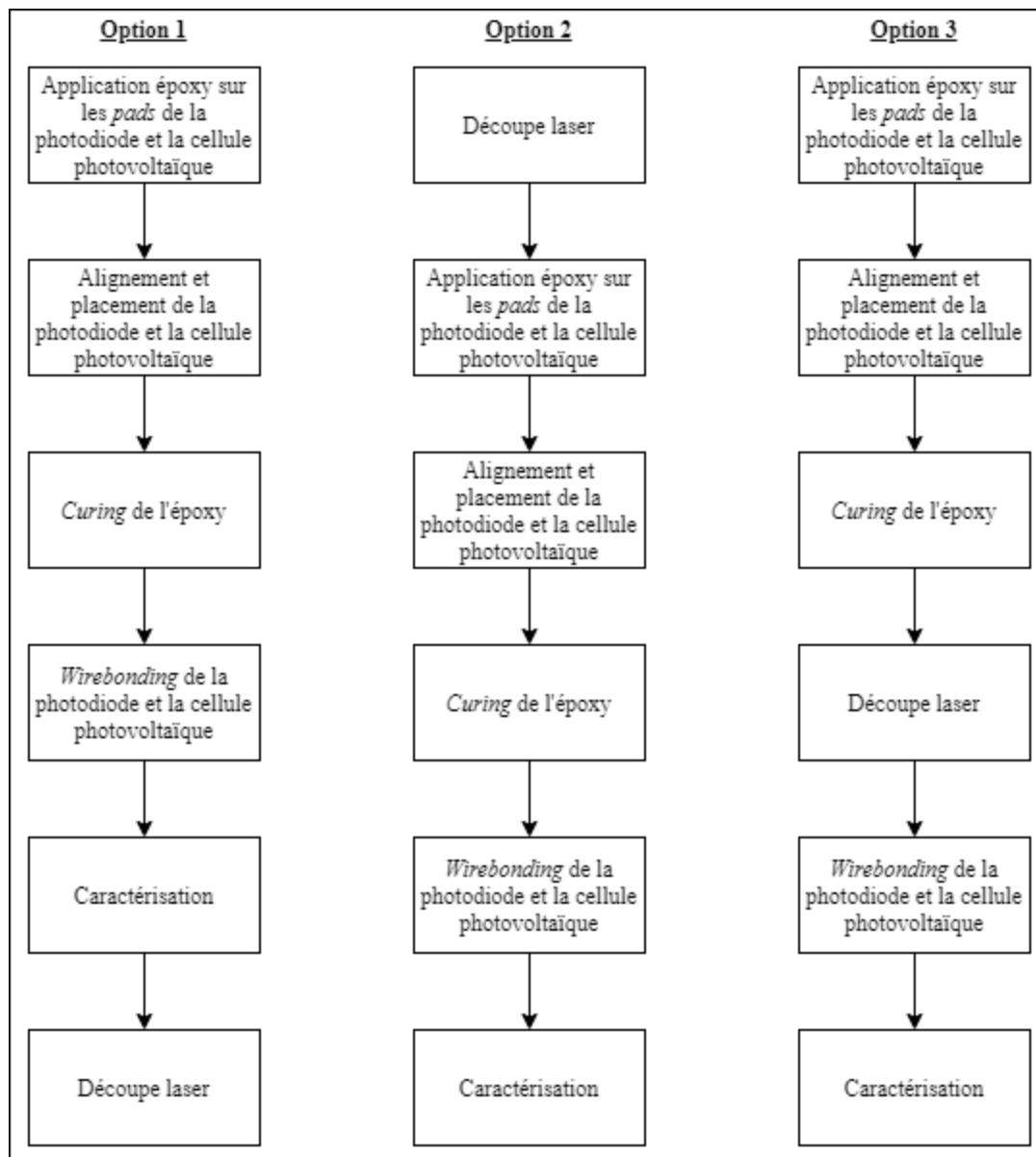


Figure 5-1 Piste d'assemblage pour la cellule photovoltaïque et la photodiode

## 6 Conclusion

Ce document débute par l'état de l'art qui décrit premièrement l'organe ciblé par l'implant : l'œil humain. Il en suit une définition de l'implant rétinien, des substrats pouvant servir de plateforme pour supporter les circuits électriques et des procédures pour les assembler. L'implant épirétinien est directement posé sur les cellules ganglionnaires du patient et vient les stimuler et fournir une innervation au cerveau étant donné qu'elles sont connectées au nerf optique du patient. Le chapitre fait ensuite état des différents types d'implants et des substrats pouvant supporter l'électronique à développer. Finalement, les différentes méthodes de brasure et procédure d'assemblage comme les *flip-chip* et les microfils sont abordées.

Après l'état de l'art, une méthodologie capable d'effectuer l'assemblage de l'implant rétinien de ce projet de recherche est présentée. Les grandes étapes de l'assemblage de l'implant rétinien sont : l'amincissement de l'ASIC, l'assemblage sur le substrat de diamant et l'assemblage avec le PCB interposeur. On y présente les tests nécessaires pour réussir à amincir un ASIC de stimulation à une épaisseur étant entre 100 et 150  $\mu\text{m}$  suivi des tests d'assemblage sur le substrat de diamant, des tests de thermocompression ainsi que des tests d'assemblage *flip-chip* effectués. Il est finalement présenté le PCB interposeur, un PCB plus grand que nécessaire permettant l'assemblage final de l'implant rétinien ainsi que des étapes à suivre pour arriver à un montage électronique complet.

La section des résultats présente ensuite l'ensemble des résultats obtenus de chacune des étapes de l'assemblage de l'implant rétinien. Dans la sous-section sur l'amincissement d'ASIC, sont présentés les résultats d'un ASIC sacrificiel, d'un ASIC de transmission et d'un ASIC de stimulation. Dans la sous-section de l'assemblage sur le substrat de diamant, sont présentés les résultats des tests effectués au C2MI ainsi que les tests effectués au 3IT.micro. Finalement, dans la sous-section de l'assemblage avec le PCB interposeur, il est présenté un ASIC de démonstration, résultant final de l'assemblage de ce projet.



Pour terminer, une discussion sur l'ensemble de ce projet de recherche est présentée. Le temps d'attente pour obtenir un ASIC de stimulation ainsi que les optimisations futures, l'échec d'assemblage sur le substrat de diamant causé par des difficultés de soudure avec une brasure d'or et de potentielles pistes de solutions pour corriger et permettre un assemblage sur les futurs substrats de diamant y sont discutés. Ce chapitre se termine par une discussion sur l'assemblage avec le PCB interposeur. Comme quoi il est possible de changer des étapes lors de l'assemblage de 2 composantes selon les caractérisations à obtenir, caractérisations qui seront possibles d'obtenir le jour où le substrat de diamant ne fera plus de fuite de soudure dans les traces.

## 6.1 Retour sur les objectifs et originalités des travaux

L'objectif de ce projet était de réaliser une procédure d'assemblage ainsi que l'assemblage en tant que tel d'un implant rétinien. Les trois objectifs secondaires découlant de ce projet de recherche sont les suivants :

- 1- Caractériser la brasure d'or de l'U. de Melbourne,
- 2- Trouver une solution pour contenir tous les composants électroniques dans le boîtier de diamant,
- 3- Réaliser l'assemblage dont les plus petits composants dans le modèle proposé par l'équipe de Sherbrooke sont ceux désignés 01005 (0,4 mm x 0,2 mm).

En observant le contenu de ce mémoire, il est possible de constater que :

- 1- La caractérisation de la brasure d'or de l'U. de Melbourne a été réalisée,
- 2- Une procédure d'amincissement de l'ASIC de stimulation ainsi que la conception d'un circuit imprimé faisant 75  $\mu\text{m}$  d'épais permettent de contenir tous les composants électroniques dans le boîtier de diamant,
- 3- L'utilisation d'équipement comme Tresky et du four Heller permet l'assemblage de composantes 01005 avec une grande précision.

Et donc, il est possible de constater le développement d'une procédure d'assemblage complète d'un implant rétinien sans fil. La procédure d'assemblage a été déterminée et dès qu'un substrat de diamant ayant une couche de métallisation adéquate sera disponible, il sera alors possible d'avoir un implant complet.

## 6.2 Travaux futurs et nouvelles perspectives de recherche

Pour améliorer l'assemblage de cet implant rétinien, il serait bien dans le futur de réduire le nombre de composants nécessaires pour son fonctionnement électrique. Il est déjà planifié par exemple d'intégrer les dispositifs de radio communication de l'ASIC de transmission à l'intérieur de l'ASIC de stimulation. Il serait possible d'insérer le générateur d'horloge dans l'ASIC de stimulation afin de gagner plus d'espace sur le PCB interposeur. Cela permettrait l'ajout d'une autre photodiode pour ainsi mettre des protocoles d'asservissements dans le processeur situé sur la lunette du patient et garantir un transfert de données constantes. Pour une amélioration future de l'assemblage de cet implant rétinien, il serait bien d'étudier de remplacer la brasure d'or fourni par l'U. de Melbourne par des traces de cuivre directement sur le substrat de diamant et de réaliser une finition métallique reconnue dans la fabrication de PCB comme l'ENIG ou l'ENEPIG pour réaliser des pads d'interconnexion. Ces deux types de finitions sont démontrés comme étant fiables pour des assemblages *flip-chip*. En effectuant une déposition de cette finition directement à la surface du substrat de diamant avec une couche de passivation, comme recommandé dans la discussion de ce mémoire, le taux d'échec d'assemblage serait pratiquement nul. Il serait possible d'obtenir un implant rétinien fonctionnel.

Dans le même objectif d'optimiser ce projet de recherche, une recherche de nouvelles composantes pour remplacer la photodiode ainsi que la cellule photovoltaïque pourrait être pertinente. Ces composantes sont les seules nécessitant de l'époxy ainsi que des microfils pour leur assemblage électrique. S'il était possible de trouver un remplaçant nécessitant uniquement une soudure à la pâte de soudre comme les autres composantes, l'assemblage serait plus facile. Finalement, il serait également intéressant dans des travaux futurs, d'évaluer la possibilité d'enlever complètement le PCB interposeur. Ce dernier serait remplacé par une déposition de métal sur le derrière de l'ASIC de stimulation. Cette déposition permettrait de souder directement les composantes sur celui-ci. L'implant deviendrait donc encore plus mince et nécessiterait moins d'étapes d'assemblage. Cependant, il faudrait faire des *Through-Silicon Via* (TSV) dans l'ASIC de stimulation pour connecter les composants électroniques situés sur le boîtier à l'électronique de celui-ci. Il faudrait développer une procédure de déposition de finition métallique ainsi qu'une

déposition d'un diélectrique ou d'une passivation. Il reste encore plusieurs possibilités à explorer et la méthode d'assemblage présenté ici ne se limite pas uniquement aux implants rétiniens. Par exemple, elle pourrait être utilisée pour plusieurs types d'implants, comme des implants traitant l'épilepsie. Puisque le diamant est un élément biocompatible avec le corps humain, il serait possible de faire n'importe quel type d'implants en utilisant cette procédure d'assemblage.

## Liste des références

- [1] « Pourquoi avoir une bonne vision est si important ? » <https://www.zeiss.fr/vision-care/mieux-voir/sante-prevention/pourquoi-avoir-une-bonne-vision-est-si-important-.html> (consulté le nov. 19, 2019).
- [2] « Accueil Mira - Améliorer la vie des personnes handicapées », *Mira*. <https://www.mira.ca/fr/> (consulté le nov. 19, 2019).
- [3] « Facts About Retinitis Pigmentosa | National Eye Institute ». [https://nei.nih.gov/health/pigmentosa/pigmentosa\\_facts](https://nei.nih.gov/health/pigmentosa/pigmentosa_facts) (consulté le mars 27, 2019).
- [4] AQDM, « AQDM ». <http://www.aqdm.org/dmla.html> (consulté le févr. 14, 2020).
- [5] Bishou, « Évolution de la rétinite pigmentaire », *Ophtalmologie*, juin 10, 2015. <https://ophtalmologie.pro/evolution-retinite-pigmentaire/> (consulté le déc. 08, 2020).
- [6] « Age-Related Macular Degeneration | National Eye Institute ». <https://www.nei.nih.gov/learn-about-eye-health/eye-conditions-and-diseases/age-related-macular-degeneration> (consulté le déc. 08, 2020).
- [7] J. D. Weiland et M. S. Humayun, « Visual Prosthesis », *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, n° 7, p. 1076-1084, juill. 2008, doi: 10.1109/JPROC.2008.922589.
- [8] J. D. Weiland et M. S. Humayun, « Retinal Prosthesis », *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 61, n° 5, p. 1412-1424, mai 2014, doi: 10.1109/TBME.2014.2314733.
- [9] « Défibrillateur automatique implantable », *Institut de cardiologie de l'Université d'Ottawa*. <https://www.ottawaheart.ca/fr/examen-intervention/d%C3%A9fibrillateur-automatique-implantable> (consulté le sept. 09, 2020).
- [10] D. Purves, *Neuroscience*. Sunderland, Mass. : Sinauer Associates, c2004., 2004.
- [11] E. Bloch, Y. Luo, et L. da Cruz, « Advances in retinal prosthesis systems », *The Adv Ophthalmol*, vol. 11, janv. 2019, doi: 10.1177/2515841418817501.
- [12] « Argus II: the life-changing retinitis pigmentosa treatment. », *Second Sight*. <https://www.secondsight.com/discover-argus/> (consulté le mars 27, 2019).
- [13] A. Caspi, J. Dorn, J. B. Helder, K. D. Katyal, et A. Roy, « Eye movements as a marker for visual prosthesis spatial mapping — A feasibility study using a blind patient implanted with the Argus II retinal prosthesis », dans *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, août 2016, p. 5443-5446, doi: 10.1109/EMBC.2016.7591958.
- [14] D. D. Zhou, J. D. Dorn, et R. J. Greenberg, « The Argus® II retinal prosthesis system: An overview », dans *2013 IEEE International Conference on Multimedia and Expo Workshops (ICMEW)*, juill. 2013, p. 1-6, doi: 10.1109/ICMEW.2013.6618428.
- [15] R. A. Normann *et al.*, « Toward the development of a cortically based visual neuroprosthesis », *J Neural Eng*, vol. 6, n° 3, p. 035001, juin 2009, doi: 10.1088/1741-2560/6/3/035001.
- [16] J. D. Dorn *et al.*, « The Detection of Motion by Blind Subjects With the Epiretinal 60-Electrode (Argus II) Retinal Prosthesis », *JAMA Ophthalmol*, vol. 131, n° 2, p. 183-189, févr. 2013, doi: 10.1001/2013.jamaophthalmol.221.
- [17] Y. H.-L. Luo et L. da Cruz, « The Argus® II Retinal Prosthesis System », *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 50, p. 89-107, janv. 2016, doi: 10.1016/j.preteyeres.2015.09.003.

- [18] A. Caspi, J. D. Dorn, K. H. McClure, M. S. Humayun, R. J. Greenberg, et M. J. McMahon, « Feasibility study of a retinal prosthesis: spatial vision with a 16-electrode implant », *Arch Ophthalmol*, vol. 127, n° 4, p. 398-401, avr. 2009, doi: 10.1001/archophthalmol.2009.20.
- [19] N. Sabbah, C. N. Authié, N. Sanda, S. Mohand-Said, J.-A. Sahel, et A. B. Safran, « Importance of eye position on spatial localization in blind subjects wearing an Argus II retinal prosthesis », *Invest Ophthalmol Vis Sci*, vol. 55, n° 12, p. 8259-8266, nov. 2014, doi: 10.1167/iovs.14-15392.
- [20] H. C. Stronks et G. Dagnelie, « The functional performance of the Argus II retinal prosthesis », *Expert Rev Med Devices*, vol. 11, n° 1, p. 23-30, janv. 2014, doi: 10.1586/17434440.2014.862494.
- [21] M. S. Humayun *et al.*, « Interim results from the international trial of Second Sight's visual prosthesis », *Ophthalmology*, vol. 119, n° 4, p. 779-788, avr. 2012, doi: 10.1016/j.optha.2011.09.028.
- [22] W. Mokwa, M. Goertz, C. Koch, I. Krisch, H.- Trieu, et P. Walter, « Intraocular epiretinal prosthesis to restore vision in blind humans », dans *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, août 2008, p. 5790-5793, doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650530.
- [23] C. Koch, W. Mokwa, M. Goertz, et P. Walter, « First results of a study on a completely implanted retinal prosthesis in blind humans », dans *2008 IEEE SENSORS*, oct. 2008, p. 1237-1240, doi: 10.1109/ICSENS.2008.4716667.
- [24] H. Gerding, F. P. Benner, et S. Taneri, « Experimental implantation of epiretinal retina implants (EPI-RET) with an IOL-type receiver unit », *J. Neural Eng.*, vol. 4, n° 1, p. S38-S49, févr. 2007, doi: 10.1088/1741-2560/4/1/S06.
- [25] G. Roessler *et al.*, « Implantation and explantation of a wireless epiretinal retina implant device: observations during the EPIRET3 prospective clinical trial », *Invest Ophthalmol Vis Sci*, vol. 50, n° 6, p. 3003-3008, juin 2009, doi: 10.1167/iovs.08-2752.
- [26] M. Schwarz *et al.*, « Single chip CMOS imagers and flexible microelectronic stimulators for a retina implant system », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 83, n° 1, p. 40-46, mai 2000, doi: 10.1016/S0924-4247(00)00290-9.
- [27] K. Hungar, M. Görtz, E. Slavcheva, G. Spanier, C. Weidig, et W. Mokwa, « Production processes for a flexible retina implant (Euroensors XVIII, Session C6.6) », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 123-124, p. 172-178, sept. 2005, doi: 10.1016/j.sna.2005.03.061.
- [28] « Nano Retina | Restoring Vision, Restoring Independence ». <https://www.nano-retina.com/> (consulté le déc. 09, 2019).
- [29] « NR600 retinal prosthesis: Safe with promising visual results », *Modern Retina*. <https://www.modernretina.com/view/nr600-retinal-prosthesis-safe-with-promising-visual-results> (consulté le déc. 09, 2020).
- [30] T. Tokuda *et al.*, « A multi-chip-architecture based flexible stimulation device for retinal prosthesis with a flip-chip packaging technique », dans *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, août 2006, p. 2920-2923, doi: 10.1109/IEMBS.2006.260794.
- [31] T. Tokuda, Yi-Li Pan, A. Uehara, K. Kagawa, J. Ohta, et M. Nunoshita, « Flexible and extendible neural stimulation/recording device based on cooperative multi-chip CMOS LSI architecture », dans *The 26th Annual International Conference of the IEEE*

- Engineering in Medicine and Biology Society*, sept. 2004, vol. 2, p. 4322-4325, doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404203.
- [32] Jun Ohta *et al.*, « Silicon LSI-based smart stimulators for retinal prosthesis », *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 25, n° 5, p. 47-59, sept. 2006, doi: 10.1109/MEMB.2006.1705747.
- [33] W. Liu *et al.*, « A neuro-stimulus chip with telemetry unit for retinal prosthetic device », *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 35, n° 10, p. 1487-1497, oct. 2000, doi: 10.1109/4.871327.
- [34] A. Y. Chow *et al.*, « Implantation of silicon chip microphotodiode arrays into the cat subretinal space », *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, n° 1, p. 86-95, mars 2001, doi: 10.1109/7333.918281.
- [35] J. Ohta, N. Yoshida, K. Kagawa, et M. Nunoshita, « Proposal of Application of Pulsed Vision Chip for Retinal Prosthesis », *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 41, n° 4S, p. 2322, avr. 2002, doi: 10.1143/JJAP.41.2322.
- [36] Y.-L. Pan, T. Tokuda, A. Uehara, K. Kagawa, M. Nunoshita, et J. Ohta, « Flexible and Extendible Neural Stimulation Device with Distributed Multichip Architecture for Retinal Prosthesis », *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 44, n° 4S, p. 2099, avr. 2005, doi: 10.1143/JJAP.44.2099.
- [37] T. Tokuda, Y.-L. Pan, A. Uehara, K. Kagawa, M. Nunoshita, et J. Ohta, « Flexible and extendible neural interface device based on cooperative multi-chip CMOS LSI architecture », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 122, n° 1, p. 88-98, juill. 2005, doi: 10.1016/j.sna.2005.03.065.
- [38] K. Ganesan *et al.*, « An all-diamond, hermetic electrical feedthrough array for a retinal prosthesis », *Biomaterials*, vol. 35, n° 3, p. 908-915, janv. 2014, doi: 10.1016/j.biomaterials.2013.10.040.
- [39] A. Bongrain *et al.*, « Diamond-based technology dedicated to Micro Electrode Arrays for neuronal prostheses », dans *2011 Symposium on Design, Test, Integration Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP)*, mai 2011, p. 378-384.
- [40] D. J. Garrett, W. Tong, D. A. Simpson, et H. Meffin, « Diamond for neural interfacing: A review », *Carbon*, vol. 102, p. 437-454, juin 2016, doi: 10.1016/j.carbon.2016.02.059.
- [41] N. Tran *et al.*, « A Complete 256-Electrode Retinal Prosthesis Chip », *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 49, n° 3, p. 751-765, mars 2014, doi: 10.1109/JSSC.2014.2298037.
- [42] A. Ahnood *et al.*, « Diamond Devices for High Acuity Prosthetic Vision », *Advanced Biosystems*, vol. 1, n° 1-2, p. 1600003, 2017, doi: 10.1002/adbi.201600003.
- [43] N. L. Opie, « Thermal safety of a retinal prosthesis », 2011, Consulté le: janv. 12, 2021. [En ligne]. Disponible à: <http://minerva-access.unimelb.edu.au/handle/11343/36900>.
- [44] K. Edalati *et al.*, « Improved wetting of gold active braze alloy on diamond for use in medical implants », *Diamond and Related Materials*, vol. 109, p. 108089, nov. 2020, doi: 10.1016/j.diamond.2020.108089.
- [45] A. E. Hadjinicolaou *et al.*, « Electrical stimulation of retinal ganglion cells with diamond and the development of an all diamond retinal prosthesis », *Biomaterials*, vol. 33, n° 24, p. 5812-5820, août 2012, doi: 10.1016/j.biomaterials.2012.04.063.

- [46] A. T. Chuang, C. E. Margo, et P. B. Greenberg, « Retinal implants: a systematic review », *British Journal of Ophthalmology*, vol. 98, n° 7, p. 852-856, juill. 2014, doi: 10.1136/bjophthalmol-2013-303708.
- [47] K. Fox *et al.*, « Development of a Magnetic Attachment Method for Bionic Eye Applications », *Artificial Organs*, vol. 40, n° 3, p. E12-E24, 2016, doi: 10.1111/aor.12582.
- [48] A. Usman *et al.*, « Interposer Technologies for High-Performance Applications », *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*, vol. 7, n° 6, p. 819-828, juin 2017, doi: 10.1109/TCPMT.2017.2674686.
- [49] H. Lee *et al.*, « Electrical characterization of bump-less high speed channel on silicon, organic and glass interposer », dans *2014 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC)*, août 2014, p. 850-854, doi: 10.1109/ISEMC.2014.6899086.
- [50] « Printed Circuit Board Design Limits », *Candor Industries*. <https://www.candorind.com/design-limits/> (consulté le déc. 16, 2019).
- [51] L. W. Ritchey, J. Zasio, et K. J. Knack, *Right the first time : a practical handbook on high speed PCB and system design*. Speeding Edge, 2003.
- [52] « Solder Paste Printing Process », *SURFACE MOUNT PROCESS*. <http://www.surfacemountprocess.com/solder-paste-printing-process.html> (consulté le déc. 16, 2019).
- [53] Jianbiao Pan, G. L. Tonkay, R. H. Storer, R. M. Sallade, et D. J. Leandri, « Critical variables of solder paste stencil printing for micro-BGA and fine pitch QFP », dans *Twenty Fourth IEEE/CPMT International Electronics Manufacturing Technology Symposium (Cat. No.99CH36330)*, oct. 1999, p. 94-101, doi: 10.1109/IEMT.1999.804801.
- [54] C. Chen *et al.*, « Characterization of after-reflow misalignment on Head-in-Pillow defect in BGA assembly », dans *2014 15th International Conference on Electronic Packaging Technology*, août 2014, p. 1177-1180, doi: 10.1109/ICEPT.2014.6922853.
- [55] « Reflow Soldering Process », *SURFACE MOUNT PROCESS*. <http://www.surfacemountprocess.com/reflow-soldering-process.html> (consulté le déc. 16, 2019).
- [56] N. D. Trip, A. Burca, C. Gordan, et A. Schiop, « Nitrogen influence on the reflow soldering process optimization », dans *2015 IEEE 21st International Symposium for Design and Technology in Electronic Packaging (SIITME)*, oct. 2015, p. 99-102, doi: 10.1109/SIITME.2015.7342303.
- [57] K. Rajewski, « SMT process recommendations. Defect minimization methods for a no-clean SMT process », dans *IEEE Technical Applications Conference and Workshops. Northcon/95. Conference Record*, oct. 1995, p. 354-362, doi: 10.1109/NORTHCON.1995.485096.
- [58] M. C. Li, A. Al-Refaie, et C. Yang, « DMAIC Approach to Improve the Capability of SMT Solder Printing Process », *IEEE Transactions on Electronics Packaging Manufacturing*, vol. 31, n° 2, p. 126-133, avr. 2008, doi: 10.1109/TEPM.2008.919342.
- [59] T. M. Tirpak, P. K. Mohapatra, P. C. Nelson, et R. R. Rajbhandari, « A generic classification and object-oriented simulation toolkit for SMT assembly equipment », *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, vol. 32, n° 1, p. 104-122, janv. 2002, doi: 10.1109/3468.995533.

- [60] A. Al-Refaie, « Optimizing SMT Performance Using Comparisons of Efficiency Between Different Systems Technique in DEA », *IEEE Transactions on Electronics Packaging Manufacturing*, vol. 32, n° 4, p. 256-264, oct. 2009, doi: 10.1109/TEPM.2009.2029238.
- [61] Sung-Chang Choi, In-Ho Chi, Jeong-Gi Jin, et Kyoung-Soon Bok, « A study about solder bumping process by using the electro-plating method », dans *Advances in Electronic Materials and Packaging 2001 (Cat. No.01EX506)*, nov. 2001, p. 170-177, doi: 10.1109/EMAP.2001.983978.
- [62] « Flipchip or Flip-Chip Assembly ». <https://eesemi.com/flipchipassy.htm> (consulté le janv. 26, 2021).
- [63] H. Balkan *et al.*, « Flip chip reliability: comparative characterization of lead free (Sn/Ag/Cu) and 63Sn/Pb eutectic solder », dans *52nd Electronic Components and Technology Conference 2002. (Cat. No.02CH37345)*, mai 2002, p. 1263-1269, doi: 10.1109/ECTC.2002.1008268.
- [64] S. Massa, D. Shahin, I. Wathuthanthri, A. Drechsler, et R. Basantkumar, « Process Development for Flip Chip Bonding with Different Bump Compositions », dans *2019 International Wafer Level Packaging Conference (IWLPC)*, oct. 2019, p. 1-6, doi: 10.23919/IWLPC.2019.8913986.
- [65] D. Gamota et C. Melton, « Materials to integrate the solder reflow and underfill encapsulation processes for flip chip on board assembly », *IEEE Transactions on Components, Packaging, and Manufacturing Technology: Part C*, vol. 21, n° 1, p. 57-65, janv. 1998, doi: 10.1109/3476.670029.
- [66] G. O'Malley, J. Giesler, et S. Machuga, « The importance of material selection for flip chip on board assemblies », *IEEE Transactions on Components, Packaging, and Manufacturing Technology: Part B*, vol. 17, n° 3, p. 248-255, août 1994, doi: 10.1109/96.311770.
- [67] F. Yuan et J. Zhang, « Investigation of Fine Pitch Chip on Glass with Au-Sn Thermocompression Bonding », dans *2007 International Symposium on High Density packaging and Microsystem Integration*, juin 2007, p. 1-4, doi: 10.1109/HDP.2007.4283620.
- [68] B. K. Kurman et S. G. Mita, « Gold-Gold (Au-Au) thermocompression (TC) bonding of very large arrays », dans *1992 Proceedings 42nd Electronic Components Technology Conference*, mai 1992, p. 883-889, doi: 10.1109/ECTC.1992.204311.
- [69] C. H. Tsau, S. M. Spearing, et M. A. Schmidt, « Characterization of wafer-level thermocompression bonds », *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 13, n° 6, p. 963-971, déc. 2004, doi: 10.1109/JMEMS.2004.838393.
- [70] S. Bonam, A. K. Panigrahi, C. H. Kumar, S. R. K. Vanjari, et S. G. Singh, « Interface and Reliability Analysis of Au-Passivated Cu-Cu Fine-Pitch Thermocompression Bonding for 3-D IC Applications », *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*, vol. 9, n° 7, p. 1227-1234, juill. 2019, doi: 10.1109/TCPMT.2019.2912891.
- [71] C. Stölmacker *et al.*, « Electroplated Gold Microstuds for Thermocompression Bonding of UV LED Chips », *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*, vol. 9, n° 12, p. 2326-2331, déc. 2019, doi: 10.1109/TCPMT.2019.2949089.



- [72] « Conductive epoxy glue versus soldering for SMT devices », *EPR* |, janv. 17, 2019. <https://eprpartner.com/conductive-epoxy/> (consulté le déc. 16, 2019).
- [73] G. Ebel, J. Jeffery, et J. Farrell, « Wirebonding Reliability Techniques and Analysis », *IEEE Transactions on Components, Hybrids, and Manufacturing Technology*, vol. 5, n° 4, p. 441-445, déc. 1982, doi: 10.1109/TCHMT.1982.1135997.
- [74] A. G. K. Viswanath, X. Zhang, V. P. Ganesh, et L. Chun, « Numerical Study of Gold Wire Bonding Process on Cu/Low-k Structures », *IEEE Transactions on Advanced Packaging*, vol. 30, n° 3, p. 448-456, août 2007, doi: 10.1109/TADVP.2006.890213.
- [75] J. Lim, G. Kim, et S. Hwang, « Suppression of Microwave Resonances in Wirebond Transitions Between Conductor-Backed Coplanar Waveguides », *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, vol. 18, n° 1, p. 31-33, janv. 2008, doi: 10.1109/LMWC.2007.911985.
- [76] C. Marsan-Loyer et T. Dequivre, « Effective Method for Wire Bonds Rework Using Conductive Epoxy », *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*, vol. 9, n° 3, p. 557-561, mars 2019, doi: 10.1109/TCPMT.2018.2878104.
- [77] « EPO-TEK- H20E Electrical Epoxy | Paisley Products of Canada Inc. » <https://www.paisleyproducts.com/en-us/epo-tek-h20e-electrical-epoxy-aveth20e#.XffP7OhKjIU> (consulté le déc. 16, 2019).
- [78] G. Dreyer, A. Koudounaris, et I. Pratt, « The Reliability of Soldered or Epoxy Bonded Chip Capacitor Interconnections on Hybrids », *IEEE Transactions on Parts, Hybrids, and Packaging*, vol. 13, n° 3, p. 218-224, sept. 1977, doi: 10.1109/TPHP.1977.1135212.
- [79] G. Harman, *Wire Bonding in Microelectronics*. McGraw Hill Professional, 2009.
- [80] A. Rogado, « Wirebond Bond Process Control and Monitoring System », dans *2006 International Conference on Electronic Materials and Packaging*, déc. 2006, p. 1-40, doi: 10.1109/EMAP.2006.4430575.
- [81] « What is Wire Bonding? » [twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-wire-bonding.aspx](http://twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-wire-bonding.aspx) (consulté le déc. 16, 2019).
- [82] « ENIG Plating », *Rush PCB*. <https://rushpcb.com/enig-plating/> (consulté le déc. 16, 2019).
- [83] C. Perry, « ENEPIG Benefits for Gold Wire Bonding ». <https://blog.epectec.com/enepig-benefits-for-gold-wire-bonding> (consulté le déc. 16, 2019).
- [84] Cuong Van Pham et K. Huth, « A new approach to the robust wirebonding », dans *Proceedings International Symposium on Advanced Packaging Materials Processes, Properties and Interfaces (IEEE Cat. No.01TH8562)*, mars 2001, p. 379-385, doi: 10.1109/ISAOM.2001.916605.